

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**Departamento de Medicina Física y Rehabilitación  
(Hidrología Médica)**



**PERFIL ANTROPOMÉTRICO, BIOMECÁNICO Y  
CLÍNICO DEL BAILARÍN DE DANZA ESPAÑOLA**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR  
PRESENTADA POR**

**María Concepción Pozo Municio**

**Bajo la dirección de los Doctores:**

**Francisco Migue Tobal  
Luis Pablo Rodríguez Rodríguez**

**Madrid, 2003**

**ISBN: 84-669-2133-8**

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID  
FACULTAD DE MEDICINA  
DEPARTAMENTO DE MEDICINA FÍSICA Y  
REHABILITACIÓN. HIDROLOGÍA MÉDICA.

TESIS DOCTORAL

PERFIL ANTROPOMÉTRICO, BIOMECÁNICO Y  
CLÍNICO DEL BAILARÍN DE DANZA ESPAÑOLA

M<sup>a</sup> CONCEPCIÓN POZO MUNICIO

DIRECTOR: D. FRANCISCO MIGUEL TOBAL

CODIRECTOR: D. LUIS PABLO RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ

MADRID 2002



## 1. AGRADECIMIENTOS

La realización de la Tesis Doctoral se asemeja a un viaje, en el cual uno cree que conoce el destino, y en cuanto se ha embarcado, se percata de que realmente desconoce el nombre del apeadero, y de que no hay billete de vuelta. Durante ese periplo, llega un momento, parafraseando a Robert M. Pirsig, en que “...Uno mira hacia dónde va y dónde está y la cosa nunca tiene sentido, pero después uno mira hacia atrás, dónde ha estado antes, y parece formarse una cierta pauta. Y si uno proyecta hacia delante, a partir de esta pauta, a veces cabe encontrar algo.”

Aún tratándose de una labor solitaria, no se puede dejar de agradecer la ayuda recibida, en forma de paciencia, ánimo, conocimiento y hasta silencio, porque un esfuerzo de esta envergadura, al menos para mis limitadas fuerzas, no lo podría haber realizado sin esos puntos de avituallamiento científico, técnico y emocional, que me ayudaron a formar una pauta y proyectarla hacia delante.

En los momentos iniciales de este trabajo, circunstancias totalmente ajenas al transcurso del mismo, hicieron zozobrar la obtención de los datos, en ese punto, la oportuna intervención del Profesor Luis Pablo Rodríguez Rodríguez, permitió reanudar la actividad y proseguir la investigación. Esa actitud de apoyo, se ha mantenido a lo largo de estos años, manifiesta no sólo en el Profesor, sino en el Departamento que él dirige, eliminando trabas y ayudando en el esfuerzo.

En la labor de guía y dirección, Francisco Miguel Tobal, ha estado siempre dispuesto a aconsejar e intervenir con la prontitud que fuera necesaria, no dudando en acudir personalmente y colaborar directamente cuando las circunstancias lo requirieron. Sus conocimientos, nunca escatimados, han enderezado el camino cuando adoptaba la forma circular, pero además ha dejado hacer, sin menoscabar las ideas ajenas, demostrando infinita paciencia en este aspecto.

La ayuda prestada por Roberto Hernández Corvo, no se ha limitado al ofrecimiento de su experiencia en un terreno como es la biomecánica del aparato locomotor, sino que ha colaborado estrecha y generosamente cuando la situación lo ha requerido.

Gracias a Virginia Valero Alcaide, directora del Real Conservatorio Profesional de Danza de Madrid, se abrieron las puertas del citado centro de estudios, y con ello se pudo realizar este trabajo de investigación en bailarines, colectivo de difícil acceso. La colaboración desde el primer



momento fue entusiasta, a pesar de la interferencia que suponía la recogida de datos en las propias actividades del centro, labor facilitada por Rosa Ruiz Cela y Carmen Rollán Fresneda, respectivamente Jefe de estudios y Coordinadora de danza española. No se puede olvidar al resto de profesorado del centro, que pacientemente toleró la entrada y salida de los alumnos de sus clases.

Merecen una mención especial por su generosidad, el grupo de alumnos estudiando su último año de la carrera de danza española en el Real Conservatorio Profesional de Danza de Madrid, que voluntariamente se prestaron a la investigación, y sin los que obviamente, no se escribiría ninguna de las líneas de este trabajo.

A Olga le agradezco que siempre haya estado dispuesta a ayudarme en aquello directamente relacionado con la danza española, pero además, su generoso ofrecimiento ha quedado plasmado, contribuyendo a la comprensión de aspectos técnicos de este trabajo. Por si esto fuera poco, me ha animado a seguir y llegar hasta el final.

La estadística, terreno cuando menos escabroso e ignoto, ha podido aplicarse con propiedad gracias a la colaboración de Miguel Ángel Guigó, que abordó las cuestiones planteadas en este trabajo con gran interés, y supo adaptar sus conocimientos estadísticos a las exigencias, supongo que a veces pintorescas, de la mentalidad y aspiraciones científicas del médico.

Otro terreno que puede llegar a ser conflictivo y problemático para el no iniciado, como es la informática, ha sido convenientemente allanado por los consejos y experiencia de Oscar Gutiérrez, del mismo modo que Juan Cabello aportó con generosidad y prontitud, sus conocimientos tecnológicos para solventar los detalles que siempre surgen a última hora, y adquieren el carácter de urgentes.

El entramado de una tesis es muy complejo, afectando a muchos aspectos, no sólo de la investigación, sino también de la vida, de ahí la importancia de la ayuda prestada por Ana Isabel, tanto en el abordaje de la investigación histórica, como con sus consejos comedidos, nacidos de su propia experiencia.

La colaboración generosa y paciente de Miguel Ángel y M<sup>a</sup> José, en un terreno como la Física, ha permitido paulatinamente solventar las múltiples dudas, comprender e interpretar los resultados derivados del estudio biomecánico que forma parte de este trabajo. El agradecimiento no sería completo si sólo mencionara esta ayuda eminentemente práctica, pero debo añadir, que

se ha prestado sin cortapisas, y ha ido acompañada del interés por el día a día y la progresión de este trabajo.

En la redacción y presentación de una tesis surgen permanentemente, y sin avisar, dudas, que Nacho y Puy, con su experiencia personal, me han ayudado a solventar y aclarar, no sólo en su aspecto técnico, sino también en aspectos puramente humanos.

Desde el inicio de este trabajo, cuando aún era un proyecto, Helena Villarroya no ha dudado en animarme a seguir, ayudándome a acceder a un mundo tan hermético como es el de la danza, y sazónando siempre con generosos y jugosos consejos.

A Vicenta, por su oficio de madre, le ha correspondido escuchar, creer, y reservarse las dudas, además de realizar críticas entusiastas del texto leído, que yo creo sinceras, sin importar que sean o no parciales.

Debo agradecer a Cesar el esfuerzo realizado en la revisión del texto, y sus críticas comedidas y fervorosas, así como la paciencia y comprensión demostradas durante todo este tiempo, no sólo por las esperas, que sumarían horas, sino también por las ausencias.

Eleonora ha seguido todo el proceso fielmente desde sus inicios, acompañándome y limitando sus propias exigencias por otras, que probablemente no entienda, y todo ello sin apenas quejarse.

Son muchas las personas que a lo largo de estos años se han interesado por la evolución de este trabajo, entre ellas, Fide, Mané, Paloma, Flor y Sole han demostrado una fe en mis posibilidades de afrontarlo que no puede salir más que del afecto. Pacientemente han escuchado una letanía continuada, y altamente detallada sobre la evolución del proceso, y aún así lo han seguido con interés hasta el final.

Para terminar, debo mencionar la ayuda ofrecida generosa y permanentemente por Carmen Galeano; gracias a ella no me he visto en la necesidad de bilocarme, don que por otra parte, no me ha sido concedido hasta la fecha.



*Ven, Telethusa, romana de Cádiz,  
ven a bailar bajo el sol marinero,  
ven por la sal y las dunas calientes,  
por las bodegas y verdes lagares.*

*Diestra en quebrar la delgada cintura,  
en repicar los palillos sonoros,  
diestra en volar sin dormirte en el vuelo,  
en no pesar al pisar en la tierra.*

Rafael Alberti



## 2. ÍNDICE

1. AGRADECIMIENTOS	7
2. ÍNDICE	13
3. INTRODUCCIÓN	19
3.1. Historia de la danza española	21
3.2. Enseñanza y aprendizaje de la danza española	57
3.3. Indumentaria: calzado	61
3.4. Técnica de baile en la danza española	66
3.5. Biomecánica y anatomía funcional	74
3.6. Antropometría y composición corporal	94
3.7. Epidemiología en la danza	107
3.7.1. Patología musculoesquelética en la danza	108
3.7.2. Trastornos endocrinológicos y problemas derivados de malnutrición.	
Trastornos genitourinarios	112
4. MATERIAL Y MÉTODOS	123
4.1. Objetivos e hipótesis	123
4.2. Población	124
4.3. Material y métodos	125
4.3.1. Cuestionario y entrevista personal	126
4.3.2. Exploración física	127
4.3.2.1. Dominancia en miembros superiores, inferiores y visual	127
4.3.2.2. Cineantropometría	127
4.3.2.3. Dismetría de extremidades inferiores	132
4.3.2.4. Altura del arco plantar interno	133
4.3.2.5. Estudio goniométrico	134
4.3.2.6. Exploración clínica de la columna vertebral	138
4.3.2.7. Exploración clínica de ambas rodillas	140
4.3.2.8. Inspección del calzado de baile	141
4.3.2.9. Exploración de piel y faneras. Patología traumatológica y ortopédica en ambos pies	141

4.3.2.10. Bioimpedancia eléctrica	143
4.3.2.11. Valoración del estado nutricional	145
4.3.2.12. Periodicidad menstrual	146
4.3.2.13. Estudio fotopodográfico	146
4.3.2.14. Estudio cinético, estático y dinámico	151
4.4. Procedimiento estadístico	157
5. RESULTADOS	161
5.1. Características del entrenamiento	161
5.2. Dominancia en miembros superiores e inferiores	168
5.3. Estudio de la composición corporal	168
5.3.1. Cineantropometría.	169
5.3.2. Bioimpedancia	173
5.4. Hábitos nutricionales	174
5.5. Consumo de fármacos y otras sustancias	178
5.5.1. Fármacos	178
5.5.2. Tabaco	178
5.5.3. Alcohol	179
5.6. Aparato locomotor	179
5.6.1. Prevalencia de sintomatología en el aparato locomotor	179
5.6.1.1. Molestias, dolor o inflamación en los últimos 12 meses	179
5.6.1.2. Incapacidad para la danza en relación a los síntomas de aparato locomotor sufridos los últimos 12 meses	181
5.6.1.3. Sintomatología del aparato locomotor durante los siete días anteriores a la encuesta	182
5.6.1.4. Dolor, molestias o inflamación en aparato locomotor a lo largo de su carrera	183
5.6.1.5. Lesiones musculoesqueléticas sufridas a lo largo de su carrera de danza, clasificadas según el tejido afecto	184
5.6.1.6. Lesiones recidivantes	185
5.6.2. Región tobillo-pie	185
5.6.2.1. Dolor tras el entrenamiento diario, localizado en los pies	185

5.6.2.2. Lesiones en piel y anejos cutáneos sufridas a lo largo de la carrera de danza	186
5.6.2.3. Fórmula digital	187
5.6.2.4. Hiperqueratosis plantar	187
5.6.2.5. Hiperqueratosis en dorso de dedos	188
5.6.2.6. Dedos en martillo	189
5.6.2.7. Lesiones ampollosas	189
5.6.2.8. Otras alteraciones	189
5.6.2.9. Articulación metatarsofalángica del primer dedo	189
5.6.2.10. Hallux valgus interfalángico del primer dedo	194
5.6.2.11. Quintus varus	195
5.6.2.12. Articulación tibiotarsiana	195
5.6.2.13. Inclinação del talón respecto al plano horizontal	195
5.6.2.14. Altura del arco plantar interno	196
5.6.2.15. Pulso en arteria pedia y arteria tibial posterior	203
5.6.3. Rodilla	204
5.6.3.1. Angulación muslo-pierna a nivel de la articulación de la rodilla	204
5.6.3.2. Puntos dolorosos en la articulación de la rodilla	204
5.6.4. Columna vertebral	205
5.6.4.1. Deformidad del eje vertebral según planos sagital, frontal o transversal	205
5.6.4.2. Puntos dolorosos en el eje vertebral	206
5.6.5. Dismetría de miembros inferiores	206
<b>5.7. Biomecánica</b>	208
5.7.1. Goniometría de pelvis y miembros inferiores en relación a la posición adoptada durante el zapateado	208
5.7.1.1. Anteversión-retroversión pélvica	208
5.7.1.2. Ángulo de flexión de rodilla durante el zapateado	210
5.7.2. Estudio de la huella plantar mediante fotopodograma	210
5.7.3. Plantillas instrumentadas	214
5.7.3.1. Presiones e impulsos de toda la superficie de apoyo plantar.	
Velocidad media de la marcha	220



5.7.3.2. Presiones en mitad anterior y posterior del pie	220
5.7.3.3. Comparación de presión e impulso por sensores, en estática y dinámica	220
5.7.3.4. Diferencias entre pie derecho e izquierdo por regiones plantares en valor absoluto	221
5.7.3.5. Localización y oscilación del centro de gravedad corporal y los centros de presión parciales en bipedestación	223
5.7.3.6. Patrón del progresión del centro de presiones durante la marcha	223
5.7.3.7. Porcentaje de las presiones en estática y dinámica	225
5.7.3.8. Distribución de presiones en estática y dinámica por regiones plantares	226
5.7.3.9. Porcentaje del impulso en estática y dinámica	230
5.7.3.10. Distribución del impulso en estática y dinámica por regiones plantares	233
5.7.3.11. Distribución de la fuerza en relación a la superficie plantar y al tiempo durante el que actúa	236
5.7.3.12. Dispersión de resultados	236
5.7.3.13. Fases de la marcha	236
5.7.4. Relación entre los tres métodos empleados para valorar el apoyo plantar	242
5.7.4.1. Relación entre fotopodograma y altura del arco plantar interno antes de entrenar	242
5.7.4.2. Relación entre fotopodograma y altura del arco plantar tras entrenar	243
5.7.4.3. Relación entre la altura del arco plantar y las presiones según regiones plantares, en ambos pies después de entrenar	244
5.7.4.4. Relación entre la altura del arco plantar y el impulso según regiones plantares en ambos pies después de entrenar	244
5.7.4.5. Relación entre fotopodograma y presiones determinadas después de entrenar según regiones plantares	247
5.7.4.6. Relación entre fotopodograma e impulsos determinado después de entrenar según regiones plantares	248
5.8. Ciclo menstrual y sistema genito-urinario	249
5.8.1. Características del ciclo menstrual	249
5.8.1.1. Menarquia	249

5.8.1.2. Periodicidad menstrual	249
5.8.1.3. Duración de la menstruación	249
5.8.1.4. Dismenorrea	250
5.8.1.5. Otros antecedentes ginecológicos-obstétricos	250
5.8.2. Presencia de trastornos genitourinarios	250
5.8.2.1. Enfermedades infecciosas	250
5.8.2.2. Incontinencia urinaria	251
5.8.2.3. Relación entre flexibilidad del arco plantar interno e incontinencia urinaria de estrés	253
5.8.2.4. Relación entre la incontinencia urinaria de esfuerzo y fotopodograma	256
5.9. Otros aparatos y sistemas	257
5.9.1. Trastornos del aparato circulatorio	257
5.9.2. Trastornos del sistema gastrointestinal	257
5.9.3. Trastornos del equilibrio y lesiones relacionadas	257
5.9.4. Otros antecedentes patológicos	258
6. DISCUSIÓN	259
6.1. Resumen de hallazgos	259
6.2. Discusión de hallazgos	
6.2.1. Características del entrenamiento	276
6.2.2. Dominancia de miembros superiores e inferiores	283
6.2.3. Composición corporal	283
6.2.4. Hábitos nutricionales y estado nutricional	293
6.2.5. Consumo de fármacos y otras sustancias	299
6.2.6. Aparato locomotor y biomecánica del aparato locomotor	301
6.2.7. Ciclo menstrual	404
6.2.8. Sistema genitourinario	410
6.2.9. Otros aparatos y sistemas	424
7. CONCLUSIONES	427
7.1. Prólogo a las conclusiones	427
7.2. Conclusiones	442

8. BIBLIOGRAFÍA	445
8.1. Bibliografía	445
8.2. Bibliografía sin autor	479
8.3. Figuras (fotografías e ilustraciones)	480
9. ANEXOS	483
Anexo 1: Cuestionario	483
Anexo 2: Hoja de exploración	491

### 3. INTRODUCCIÓN

La danza ha sido motivo de un creciente interés por parte de la medicina durante las últimas cinco décadas. La investigación en este campo, iniciada en los años 50-60 en Rusia y Reino Unido (Ende y Wickstrom, 1982), y desarrollada plenamente en el resto del mundo en los años 80, como demuestran las innumerables publicaciones médicas (artículos y libros monográficos) dedicadas a este tema y fechadas en esa época, han permitido tener un conocimiento más amplio y objetivo de los requisitos necesarios para su práctica y las exigencias a nivel físico y psíquico a que se ve sometido el bailarín, ya sea hombre o mujer, para desarrollar su profesión.

La información recopilada hasta la fecha, sin embargo, se refiere esencialmente al ballet clásico, aunque sea utilizada como modelo de referencia para todos los tipos de danza, y podríamos considerar, comparativamente hablando, todos estos estudios y publicaciones como una avalancha, si de igual modo intentamos buscar en la literatura médica referencias a la danza española.

La danza en general, es el arte escénico que exige un mayor trabajo físico, ya que el cuerpo se convierte en instrumento para la expresión artística, de forma que el esfuerzo atlético se transforma en arte, llegando a exceder el concepto de mero deporte. No por ello está exenta del esfuerzo físico, tensiones psíquicas y extenuación presentes en el deporte profesional, y así queda reflejado en el estudio comparativo realizado entre los 61 deportes más comunes con el fin de establecer una escala en cuanto a exigencias (Hamilton, 1991), quedando únicamente el rugby americano por encima del ballet. Estas demandas físicas y psíquicas extremas determinan el mayor número de lesiones del aparato locomotor y alteraciones patológicas que sufren los bailarines, tanto hombres como mujeres, comparados con otros artistas como actores (Evans y cols., 1996) y músicos (To y cols., 1995).

Aunque todas las formas de danza pertenecen a un mismo arte escénico, previsiblemente las exigencias físicas van a diferir entre ellas, y también la repercusión sobre el organismo del que practica cada género, máxime si lo hace con una orientación profesional. El bailarín realiza un trabajo físico de alta intensidad parejo al aprendizaje de unos gestos técnicos complejos y muy precisos, lo que va a suponer un sobreesfuerzo repetido y el

desarrollo de adaptaciones tanto físicas como estéticas. Estas últimas hacen referencia a la imagen que se espera ofrezca un bailarín, hombre o mujer, en el escenario.

Existen evidencias de que el esfuerzo repetido genera microtraumas por impacto (directo o indirecto) y por tracción, siendo tal la especificidad de su efecto, que en la radiografía simple (Schneider y cols., 1974) se puede observar un patrón radiológico característico, y en la gammagrafía ósea (Bar-Sever y cols., 1997) identificar zonas de hipercaptación (lesiones óseas por estrés), imágenes que en ambos casos son reflejo del tipo de actividad física que las induce.

La danza española tiene entidad propia, la componen el folclore, la escuela bolera, el flamenco y el clásico español (o danza estilizada). Es la practicada por mayor número de personas (estudiantes, profesionales o aficionados) en nuestro país (Pozo, 1996), y en relación a ello, probablemente la que mayor actividad económica genere dentro del mundo de la danza en España. Es igualmente la que agrupa mayor número de compañías profesionales, razón a la que se puede atribuir que fuera durante 1997 y 1998 (Por la Danza, 1997 y 1998-1999) el tipo de danza que más subvenciones recibió de organismos oficiales (Ministerio de Educación y Cultura y Administraciones Territoriales). A esto se añade el hecho de ser ampliamente practicada en el extranjero, atrayendo a nuestro país a bailarines de todo el mundo, y resultando una de las formas artísticas más exportables, lo que le ha conferido, y le sigue confiriendo, un uso político y social (Orgambides F, 1987; Diario 16, 1988).

En la danza española, el cuerpo no sólo es instrumento de expresión, sino también de percusión: pies en el “zapateado”, y manos en los “palillos” (castañuelas) y “palmas”. El clásico español y el flamenco son los estilos que esencialmente emplean el “zapateado”, siendo éste precisamente, uno de sus rasgos más distintivos. A las exigencias físicas y psíquicas extremas de la danza, se suma el efecto traumático repetido de la percusión. Además, el tipo de giros y torsiones a que es sometida la columna es igualmente peculiar. En definitiva, exige un esfuerzo físico que no es comparable a otros y, por lo tanto, requiere un estudio propio y específico.

No obstante, el conocimiento que se tiene hoy día sobre las características del entrenamiento de la danza española es ciertamente escaso. De igual modo, podemos referirnos a la identificación de las exigencias físicas y psicológicas que impone, especialmente al estudiante preprofesional y al bailarín profesional, y a la etiopatogenia, diagnóstico y tratamiento de las lesiones asociadas a su práctica. El médico que atiende con cierta

regularidad a bailarines de danza española, sea cual sea su especialidad, se encuentra ante ciertas patologías que aparecen con alta frecuencia y hacen pensar en una especificidad, al tiempo que desconoce la biomecánica de los gestos repetidos causales, si no los mismos gestos. Pero aun es más desconcertante la situación para el facultativo no habituado y ajeno a las exigencias de este arte.

Las referencias a estudios sobre danza española se reducen a un único trabajo de investigación dedicado al flamenco y realizado en Estados Unidos (Bejjani y cols., 1988), en el que se recoge la historia lesional de 29 bailarines profesionales y la exploración clínica del pie de 10 bailarinas, junto con un estudio cinético y cinemático realizado a estas últimas durante el zapateado. Encontramos además, alguna mención aislada que recoge la opinión personal del autor sobre prevalencia de las lesiones en español y flamenco (Calvo, 1997).

Antes de introducirnos en el conocimiento médico de este tipo de danza, haremos un breve recorrido por su historia, características del entrenamiento y gestos técnicos empleados, así como tipo de calzado utilizado para su práctica. Todo ello nos va a proporcionar unos criterios básicos para posteriormente, dedicarnos a su estudio científico.

### 3.1. HISTORIA DE LA DANZA ESPAÑOLA

La unión de danza, voz y percusión, es ciertamente primitiva en la historia de la humanidad, remontándose al Neolítico (Elvira, 2001). Miles de años después, en la civilización egipcia, se tiene constancia de la existencia de danzas amenizadas con panderos y pequeños crótalos, en las que las bailarinas realizaban movimientos sinuosos; se utilizaban para amenizar fiestas y ritos sacros, y los bailarines participantes eran contratados. *La Meri* (1948) apunta que las danzas acompañadas de contoneo de brazos, arqueamiento de espalda y cuello, con movimientos espirales, en que la bailarina se acompaña con crótalos y los espectadores participan dando palmas, todo ello aparentemente tan propio de la danza española, caracterizaba antiguamente también a la danza griega.

El territorio ibérico, era ya conocido hace 2000 años por la calidad y cantidad de sus danzas (*La Meri*, 1948). Las “puellae gaditana” eran bailarinas gaditanas que llegaron a formar compañías (Blas, 1995), y tal como refleja la literatura latina de la segunda mitad del siglo I y primera del II d.C., su presencia era el complemento obligado de todas las cenas y orgías

romanas de la época (Colubi, 1995), provocando la admiración de personajes como Estacio, Petronio o Marcial y denostadas por Plinio el Joven y Juvenal, debido a la procacidad de sus bailes y canciones. Sin embargo, con anterioridad se tiene conocimiento de su existencia, y según menciona Estrabón en el libro III de su Geografía, en el siglo II a.d.C. eran ya estimadas y “exportadas” desde Cádiz hacia territorios más orientales.

En cualquier caso, representan la primera expresión acreditada de danza y cante en el actual Cádiz, y con la expresión “puella gaditana”, se identificaba a toda bailarina que siguiera los dictados de la escuela de *Gades* (Cádiz), hubiera o no nacido allí (Colubi, 1995). Cádiz era una colonia fenicia fundada en el 1100 a.d.C., por lo que se atribuye a estas danzas un origen fenicio, adoptando, una vez asentadas en tierras béticas, unos rasgos propios. Los bailes que se realizaban, tenían muchos puntos en común con el actual flamenco, en cuanto a vestuario, tratamiento rítmico, instrumentación, coreografía y movimientos corporales: las danzas se realizaban en el centro de un corro, acompañadas por música, canciones entonadas a coro y siguiendo el ritmo sincopado que se marcaba con crótalos (hechos de conchas, terracota, madera, caña, bronce, oro o marfil), o dando palmas. En el cante y acompañamiento musical, participaban también varones. Además, se realizaban con los pies movimientos acompasados y rápidos, y con las caderas contoneos, características que son propias del flamenco (Blas, 1995). De Telethusa (“la floreciente”), una de las bailarinas más celebradas de la época, se decía, según menciona Colubi (1995), que era “diestra en adoptar posturas lascivas al son de las castañuelas béticas, y en menearse según las cadencias gaditanas...” (p. 56). En restos arqueológicos se ha encontrado una terracota en que aparece una bailarina con los brazos en alto (Figura 1, p.24), ataviada con un vestido de volantes, así como una terra sigillata, conservada en el museo de Jerez y fechada en el siglo I-II d.d.C., en que se ve una figura danzante portando unos crótalos, mientras unas manos jalean dando palmas.

Con semejantes antecedentes era lógico que en la península ibérica el baile formara parte de la cultura y vida diaria, desde la calle a la corte, con una riqueza y variedad difíciles de hallar en el resto del mundo.

En el siglo XI, son los juglares y trovadores los que llevan sus cantes y bailes por mesones y cortes (Espada, 1997). En la Alta Edad Media se configuran bailes como el *jaleo jerezano*, el *olé granadino*, las *seguirillas*, las *zambras* etc, precursores del flamenco (Figura 2, p. 24). Pero en toda la península se bailaba el folclore que representaba el baile popular,

coexistiendo los bailes andaluces mencionados con las danzas de otras regiones peninsulares, y siguiendo posteriormente cada una su propia evolución (Figura 3, p. 25). Según explica Juanjo Linares, experto en folclore español de reconocido prestigio internacional: “...en el norte se baila en el País Vasco con los brazos abajo, el talón arriba, casi completamente en punta; en Madrid los brazos suben a media altura, subiendo más en la Mancha, hasta llegar al sur, Andalucía, donde están totalmente arriba; pero al mismo tiempo que los brazos van subiendo, los tacones bajan, hasta el zapateado que se realiza en el sur” (Ruiz, 2000, p28).

En el siglo XVII, el baile como parte de la vida cortesana alcanza su auge, y a partir de la creación de los “Ballets de Corte”, espectáculos opulentos en los que la danza ocupaba un papel preeminente (Elvira, 2001), la danza-espectáculo empieza a quedar en manos de bailarines profesionales. Pero además de estos “Ballets”, los cortesanos bailaban sus propias danzas. Juan de Esquivel Navarro, bailarín y maestro de baile de la época, publica en Sevilla en 1642 una obra titulada “Discursos sobre el arte del danzado...” que ha llegado a nosotros como un interesante documento sobre la danza cortesana y su enseñanza en la España del siglo XVII. Existían academias de danza a las que sólo acudían hombres de clase social alta, y si en alguna ocasión les acompañaban mujeres, por ser familia de alguno de los varones danzantes, iban sólo para observar, no para bailar, y se situaban en un espacio destinado para ello, alejadas de los bailarines. No obstante, parece que las mujeres sí recibían clases de danza, aunque en sus respectivos domicilios e impartidas por un maestro. Además de la danza, en las escuelas, se practicaban otras actividades propias de los varones: “Por todas estas razones que he dicho en este Capitulo, no tan solamente se deben frequentar las Escuelas para saber dançar, sino tambien para aprender cortesia, aliño, compostura, y bienhablar, y a ser capaces de muchas materias porque los que estan en Escuelas, mientras no se danza, se habla de destreça de las armas, de la Gramatica, de la Filosofia, y de todas las demas avilidades que los hobres de buen gusto professan.” (p. 34). Respecto a las armas, Esquivel consideraba que el buen bailarín diestro con los pies, también lo era con las manos, habilidad que según transmiten sus escritos, cuando menos, resultaba sumamente útil. Al parecer el baile era estimado tan seriamente que en ocasiones daba pie a “Retos” entre los danzantes que según opinión de Esquivel “...suelen venir a parar en cuchilladas [...] Y porque los Retos suelen parar en disgustos, y por otros que se pueden originar, deben los Maestros [de danza] tener junto a si sus armas, sin que jamas le falten del lado”(p. 41). Respecto a las características del baile, dice



## INTRODUCCIÓN

Esquivel que todo baile debe realizarse con los pies hacia fuera, alternando punta-tacón; para que sea airoso debe componerse de saltos y suspensiones, los pies no deben hacer ruido al saltar o al desplazarse: “Ha de ir el cuerpo dançando bien derecho sin artificio, con mucho descuido, del mismo modo que se lleva por la calle, sin enderezarsele mas de aquello que su natural le dà, ni doblarle por mirarse a los pies [...] sino llevar los ojos serenos mirádo al descuido donde le pareciere [...] llevar los braços caídos, de modo que las manos esten a las faltriqueras de los lados [...] con descuido” (p. 21). Los bailes de esta época que han llegado a nuestros días muestran a unos danzantes vestidos con pesados ropajes cortesanos, el calzado de tacón, tipo chapín en las mujeres, con el que realizan más que un verdadero “zapateado”, percusiones rítmicas contra el suelo, los brazos cuelgan a ambos lados del cuerpo en los varones, y las mujeres los levantan para hacer gestos con el abanico, pero nunca por encima de la cabeza. Son abundantes en saltos y giros, acompañados de pequeños desplazamientos (Figura 4, p. 25).



Figura 1



Figura 2

Olé gaditano

## INTRODUCCIÓN

En el siglo XVIII en España, se produce el auge de la escuela bolera o baile de palillos. Esta danza empezó a desarrollarse en Andalucía (Blas y Ríos, 1990) y al parecer, consistía en la transformación de ciertos bailes folclóricos en danzas de exhibición profesional. Esta “profesionalización” de la danza popular se realizaba en academias de baile, donde la enseñanza estaba muy estructurada: se realizaba una “barra” y un “centro” (sistema que sigue hoy día el ballet clásico), cuyo fin era conseguir la destreza técnica que posteriormente se aplicaría a los bailes, que de este modo quedaban sometidos a estructuras fijas impidiendo la improvisación por parte del danzante. La escuela bolera se convierte en el prototipo de “danza de escuela”, en contraposición con el flamenco, como veremos posteriormente. Algunos hoy día denominan a la escuela bolera “baile clásico español” o “baile español estilizado” (Martínez de la Peña, 1995a; Casado, 1995), lo cual dificulta el entendimiento, puesto que como “clásico español” se conoce habitualmente a una forma de danza española que evoluciona a partir de las demás (folclore, escuela bolera y flamenco) y que posee un marcado carácter teatral.



Figura 3  
Folclore gallego



Figura 4  
danza cortesana  
(suite por el grupo de danza Esquievel)

A pesar de la profesionalización y el desarrollo de la compleja escuela bolera, la danza en España sigue siendo patrimonio nacional y, por ejemplo, según explica *La Meri* (1948), el fandango, danza por otra parte de origen morisco (Caballero, 1988), era bailado por todas las

clases sociales durante el siglo XVIII. Asimismo, aún persistía el auge de las danzas cortesanas, que, lógicamente, fueron las que más sufrieron el “afrancesamiento” que acompañó a la llegada de los Borbones al trono español, introduciéndose el *minueto*, la *contradanza* o el *pasapié*. El otro tipo de danza afectado por esta influencia foránea fue precisamente el baile bolero (Caballero, 1967). No obstante, el intercambio era recíproco porque desde España fue re-exportado el minueto-afandangado, y además las seguidillas y el propio bolero (Yaniz, 1989).

La escuela bolera, según Blas y Ríos (1990) se compone de dos estilos técnicos muy distintos: los *bailes boleros*, que se componen de saltos, vueltas, centrados y pasos de elevación muy difíciles, y los *olés*, los *jaleos*, la *cachucha*, etc. que se realizan con pasos sencillos a ras del suelo y caracterizados por la picardía (Figura 5, p. 28).

Los bailes boleros y los propios boleros o majos, como denominaba Francisco Agustín Florencio (1792) a los bailarines que los bailaban, debieron tener un enorme impacto en la sociedad española del siglo XVIII, al menos así lo deja traslucir, entre ironías el autor, que publica en Valencia un curioso libro: “Crotalogía o Ciencia de las Castañuelas” cargado de humor, y que resulta ser un documento revelador. Para empezar destaca el papel de las castañuelas o palillos en este baile como elemento imprescindible, de forma que, según sus palabras, “el Bayle Bolero las ha hecho mucho más necesarias” (p. 54), siendo al parecer la base rítmica de esta danza “...y de este modo se forma el sonido de las Castañuelas, el compas esencial de las Seguidillas, y el timon, guia, y norte, que deben seguir en el bayle los brazos, los pies, las piernas, y hasta la cabeza, y las tripas del buen Crotálogo, que por fuerza será buen Bolero”. (p. 73). Nos habla también de la dificultad de este baile que exige una perfecta coordinación entre los miembros superiores e inferiores, mientras los primeros realizan movimientos predeterminados y paralelamente manejan los palillos marcando el ritmo, los segundos desarrollan por su parte complejos saltos, “batidos” (entrecruzando de piernas y pies en el aire) y giros, todo ello sin perder la compostura, o lo que es lo mismo, la adecuada relación de los distintos segmentos corporales entre sí, “Tanto los castañetazos como los repiques deben guardar una perfecta correspondencia con los saltos, texidos, enlaces, cabriolas, suspensiones, y demas diferencias de execucion, que se verifiquen en los pies, y piernas del Bailarín”. (p. 75), sin olvidar el acompañamiento musical y a la pareja o compañeros de baile: “...suponemos un sugeto hábil, ni coxo, ni manco, con sus dos

Castañuelas armónicas, atadas á los dos dedos pulgares de las dos manos, bien templadas con la Guitarra, con las del compañero, y entre sí mismas, según la doctrina dada” (p. 81). Se hace evidente la complejidad de esta danza, por lo que no extraña que requiriera un aprendizaje previo y largo en academias. Según se desprende del libro escrito por Francisco Agustín Florencio, siempre en tono de humor, a estas academias no sólo acudían mujeres para aprender y bailar, sino que algunas mujeres también enseñaban “¿No se mantienen muchas enseñando á otras mugeres á leer, baylar, coser, hablar Italiano, y Frances? ¿pues por que no podran enseñar igualmente á tocar las Castañuelas?” (p. 107). Esta visión supone un cambio radical respecto al siglo anterior, en que las mujeres no acudían a academias para aprender a bailar y en todo caso eran enseñadas a domicilio por un maestro (Esquivel, 1642), como he comentado anteriormente. Paralelamente a la aparición y evolución de estos tipos de danza en la península ibérica va creándose, de forma soterrada, un fenómeno llamado flamenco. Hoy día es el tipo de danza española más conocido, hasta el extremo de equipararse danza española con flamenco.

La historia del flamenco es larga y en gran medida desconocida, a pesar de ser la forma más estudiada, a tenor del número de escritos que tratan sobre el tema. La mayoría coincide al considerar este tipo de baile, surgido de la unión de elementos del baile andaluz y del baile gitano (Martínez de la Peña, 1969; Ropero, 1995; Mederos, 1996). Los bailes andaluces son en parejas, con galanteos, pudiendo incluir saltos; los bailes gitanos característicamente se acompañan de la guitarra, existen desplantes y movimientos convulsivos; el baile flamenco incluye desplantes y torsiones por la parte gitana, y también paseos, punteados y mudanzas por la parte andaluza. Como rasgos comunes a las danzas primitivas se encuentran las palmadas, “pitos” y el baile en círculo, todas ellas también propias del flamenco (Martínez de la Peña, 1989).

En busca del origen del flamenco, Miguel Ropero (1995) ha hecho un estudio filológico del lenguaje usado en el cante. Al parecer, se trata de un híbrido entre el andaluz (67,8% de los vocablos), caló (28,3%) y elementos léxicos del argot de delincuentes y germanía (3,9%), usando una morfosintaxis andaluza, es decir, la del español. Este autor además, recoge doce teorías sobre el origen de la palabra “flamenco”, que abarcan desde la etimología y la historia, a la zoología, aunque ninguna tiene, hoy por hoy, la común aceptación.

## INTRODUCCIÓN



Figura 5  
Baile bolero (*Puerta de tierra* por Raquel Alarcón y Sergio García)



Figura 6  
La fiesta flamenca: Carmen Amaya bailando por alegrías

Ropero (1995) señala 1840 como la fecha a partir de la cual el término ‘flamenco’ se generaliza significando gitano + andaluz, aunque el resto de autores lo sitúan en fecha posterior. En el libro ‘Escenas Andaluzas’ de Serafín Estébanez Calderón, fechado en 1847, y que según Blas (1998), es el primer libro en que el flamenco es tratado como tal género, al referirse a él, aún no lo denomina como tal (Caballero, 1988); hasta 1866 no se habla de cantes o bailes flamencos, sino que se les menciona como ‘bailes del país’ (Casado, 1995); *La Meri* (1948) señala 1871 como la fecha en que aparece por primera vez escrito en un texto, aunque en el siglo XVI (Ropero, 1995), en los libros del Coro de Medinaceli, aparece en las partituras, en el lugar destinado a los cantores, el término ‘flamenco’ y ‘flamenco primero’, asimilando ‘flamenco’ a cantor procedente de Flandes, ya que en la corte de Carlos I todos los cantores eran de Flandes; para Blas y Ríos (1990) es en 1870 cuando empieza a aplicarse tal denominación a un conjunto de formas de expresión de la cultura española, arraigadas principalmente en Andalucía, entre las que se encuentra el baile y otras artes escénicas, literatura, artes plásticas; también se llama así a sus artífices e intérpretes, englobando incluso al talante de los mismos y de las personas que gustan de su manifestación. Dice Ropero (1995): “...el flamenco es una expresión de la forma de ser (y de vivir) de un grupo minoritario y no de todos los andaluces” (p. 18), se llama flamenco al gitano o no gitano, por su peculiar forma de ser, por su estilo de vida o por su arte.

En cualquier caso, el término flamenco, haciendo referencia a lo que hoy conocemos como tal, no se difunde hasta el primer tercio del siglo XIX (Caballero, 1988). En cuanto a su origen cultural al parecer, el flamenco actual empieza a configurarse con la llegada de los gitanos en el siglo XV (Espada, 1997). Hasta entonces la cultura peninsular dominante era la arábigo andaluza (Mederos, 1996), y por lo tanto esas nuevas influencias gitanas asientan sobre ella. Con posterioridad al siglo XV, poco a poco se va extendiendo por la península la cultura castellano leonesa, culminando la difusión iniciada con las conquistas de Fernando III el Santo.

Los gitanos proceden del noroeste de la India (Leblon, 1989), concretamente del Pundjab (Quiñones, 1992); de hecho el romanó, o lengua romaní, es de origen hindú, derivada del sanscrito (Leblon, 1995). Quiñones fecha la primera migración en el siglo VIII y la segunda en el XIX. Leblon (1989 y 1995), estudioso y experto en el tema gitano, señala que su salida de la India debió tener lugar en el siglo X, aunque hubiera podido ser en el siglo V. En

el camino de su migración hacia España pasan por Irán, donde al parecer permanecieron durante los siglos XI-XIII; desde allí, atravesando el Cáucaso, llegan a Armenia, Turquía, Grecia (conocida en esa época como Egipto menor) y Bohemia, entrando a España por el norte durante el reinado de Alfonso V de Aragón, fechándose su llegada en 1425 (en 1449 según *La Meri*, 1948). Los primeros en llegar se hacían llamar Condes de Egipto menor, habiendo sido expulsados por los habitantes de Grecia. Su llegada desde el norte de África no está documentada, aunque estudiosos del flamenco como Pohren (1988), mantienen la teoría de su entrada por Andalucía acompañando a los moros en el siglo VIII. Lo cierto es que el léxico caló tiene pocas palabras árabes.

Pero el origen del flamenco no se limita a la confluencia de las culturas árabe andaluza y gitana. José Manuel Caballero Bonald (1988) señala la clara influencia oriental en las melodías: hindú, griega, bizantina, persa, árabe y hebrea. Los gitanos serán los que aunen de la forma más fecunda, estas músicas orientales con la propia tradición andaluza, cuyas raíces conocidas llegan hasta los fenicios, como ya vimos. Más que mezclar su propia herencia oriental con la cultura que encuentran en la península, lo que los gitanos hacen (Leblon, 1988) es imitar e interpretar, a su manera, las danzas moriscas y autóctonas. Los gitanos siempre se han caracterizado “...por reinterpretar, que no inventar, lo que han encontrado a su paso” (Calvo y Gamboa, 1994: p. 22).

Los puntos en común con la danza hindú que se le han atribuido al baile flamenco, se refieren sobre todo a su carácter comunicativo, empleando el lenguaje cabalístico de los gestos de brazos y manos, la expresión corporal (Caballero, 1988) y el intrincado trabajo de pies (Pohren, 1988). Dentro de la danza hindú clásica existen diversas escuelas, el estilo llamado Kathuk, bailado tanto por hombres como por mujeres, presenta un complejo trabajo de pies, se baila descalzo, con campanillas en los tobillos y velos orientales. En palabras de Sharmini Tharmaratnam, profesora de este tipo de danza (S.M., 2000: p12): ‘es una danza clásica divina de la religión hindú, con una base musulmana, y cuyo taconeo llega del mundo persa [...] [ se caracteriza por] la conjunción de lo espiritual, lo cerebral y la expresión corporal [...] el que contempla el baile debe percibir sólo movimientos ondulantes y no agresivos’. En su migración hacia el oeste estas danzas pierden su carácter sacro y se impregnan de influencias griegas, romanas y egipcias (Lalagia, 1985). Pero esta no es la única influencia oriental reconocida. Durante el califato de Córdoba (912-961) ya se tocaba y bailaba la Zambra, el

Zorongo y la Zarabanda. En concreto en ésta última, que actualmente se presenta de una forma muy distinta, los brazos y las caderas jugaban un papel fundamental (Borrull, 1965), era una danza alegre, obscena y provocativa, hasta el extremo de ser prohibida varios siglos después, en 1583 (Blas, 1995) bajo pena de 200 azotes y 6 años de galeras para los hombres o destierro para las mujeres. El tipo de movimientos y la etimología del nombre hacen pensar en un origen en oriente próximo (*La Meri*, 1948). No obstante, si recordamos, este carácter provocativo estaba ya presente en las danzas gaditanas de la época romana.

El baile flamenco empieza a serlo cuando los gitanos bailan los “zapateados” y “jaleos” (Caballero, 1988). El “zapateado” con que fácilmente asociamos este baile, no entra dentro de los rasgos de las danzas primitivas (Martínez de la Peña, 1989); de hecho en el flamenco se va desarrollando a medida que éste evoluciona. En el siglo XV existía una danza llamada “La Morisca” que al parecer fue muy popular, y que constaba de paseos, que se adornaban con golpes de pies, que en opinión de Blas (1995) resultaban muy dolorosos para los danzantes, por lo que evolucionaron a golpes dados sólo con los talones mientras se mantiene firme en el suelo el antepié. En cuanto al “jaleo”, se trata de una modalidad gaditana de cante y baile, lo interpreta una persona que se acompaña de castañuelas, y realiza movimientos suaves y majestuosos. El *bailaor* va animándose hasta acabar en una traca de taconeos y filigranas. Se considera uno de los bailes más antiguos de Cádiz (Mederos, 1996).

Continuando con la cronología del flamenco, en los siglos XVI y XVII, tras la expulsión de los judíos y la conquista del último reducto árabe, ya se han asentado las primeras tribus gitanas en la península ibérica, y junto con los moriscos, que por su parte en 1609 sufrieron el decreto de expulsión de Felipe II, se van a ver perseguidos y sometidos al aislamiento social, lo que según Caballero (1988) les empuja a asociarse a “bandas nómadas de pícaros y maleantes”. “El flamenco surge en una colectividad lumpen, intercultural, marginal y perseguida, donde convivieron judíos, árabes, cristianos y gitanos [...] sus verdaderos artífices son las individualidades artísticas, porque el flamenco es ante todo una historia cantada y contada en primera persona” (Calvo y Gamboa, 1994: p. 21-22). A los gitanos pronto se les identifica con Andalucía, con los moriscos y los campesinos pobres, con los que debían compartir una manera similar de vivir, lo que facilitó su convivencia y determinó la dificultad para distinguir a unos de otros. Según Quiñones (1992) una de las causas del asentamiento de las tribus gitanas en el sur, fueron los programas de repoblación



para atender al faenaje de pesca, agricultura y oficios duros como el de herrero, iniciando de este modo, la convivencia con el pueblo llano. Dice Rafael Cansinos (mencionado en Mederos, 1996: p. 8), refiriéndose a la pena que subyace en la copla flamenca y que alude al desencanto de los pueblos desposeídos: “La copla es un canto de parias que alguna vez fueron príncipes y se siguen sintiendo como tales”.

El hecho de que no existan testimonios fiables sobre el flamenco en esta época, según Caballero (1988), es consecuencia de la situación marginal del pueblo gitano: Su persecución se inicia con los Reyes Católicos y dura hasta la amnistía decretada en 1783 por Carlos III, persistiendo en cierto modo también con posterioridad. De hecho, del último tercio del siglo XVIII al primero del XIX el flamenco se sigue desarrollando todavía en la clandestinidad, oculto en el ambiente casero. Existe, no obstante, el testimonio de algún espectador foráneo, como Juan Francisco Peyron (mencionado en Navarro, 1995), que en su libro “Nuevo viaje a España” (1772-1773), narra las características del baile andaluz de la época: “sus bailes son siempre muy alegres y se arreglan con poco gasto; la voz, la guitarra, el repiqueteo de las castañuelas y los taconazos, sucesivamente medidos y rápidos, con los que los bailarines marcan los pasos y el compás, forman un acorde encantador, que arrebató algunas veces al espectador y le hace dar gritos [...] que se creería ser de furia, pero que no son sino la expresión del placer que experimenta.”

Leblon (1989) sitúa igualmente la etapa oculta del nacimiento del flamenco a finales del siglo XVIII, tras la Pragmática de Carlos III “va a surgir de modo misterioso el fenómeno llamado flamenco” (p. 257). Cuando tras la muerte de Carlos III (diciembre de 1788) por fin sale de las fraguas y reuniones íntimas gitanoandaluzas, son los payos andaluces los que lo incorporan al folclore de su tierra, y lo convierten en internacional, ya que esta “salida” permitió la aparición de los primeros cantaores y bailaores no gitanos (Caballero, 1988). En estos primeros tiempos, al parecer (Quiñones, 1992), 8 de cada 10 intérpretes de flamenco, eran gitanos. Según Hortal (1986) la fecha documentada de su aparición reconocida sería 1810 y la primera *bailaora* “*La Cachuca*”.

Por lo tanto, aunque el flamenco existiera dos siglos atrás, y se llevara fraguando desde una fecha imposible de determinar, su historia conocida empieza en el último tercio del siglo XVIII, y hasta bien entrado el XIX no podemos hablar del flamenco como tal.

A pesar de lo incierto de su origen, se acepta a la baja Andalucía como su cuna, existiendo tres focos: Granada (Sacromonte), Sevilla (Triana) y Cádiz (Puerta Tierra) (Blas y Ríos, 1990; León, 1990). Para Caballero (1988) son cuatro los focos: igualmente Sevilla y Cádiz, pero en vez de Granada, Écija y Ronda; según él es en los campos sevillano-gaditanos donde nace, y lo hace allí precisamente porque es donde se encuentran los asentamientos moriscos con los que entrarán en contacto los gitanos. Dice Leblon (1989): “...no existe en ninguna comarca, ni en cualquier grupo humano que no haya tenido un contacto preciso con Andalucía, una manifestación musical realmente equiparable con el fenómeno que surge, como de improviso, no muy lejos del Guadalquivir, a finales del siglo XVIII o a principios del siguiente” (p. 253). Al menos hasta mediados del siglo XIX, tal como recogió Davillier en un libro fechado en 1862 sobre su viaje por España (mencionado en Del Río, 1993), las danzas en tabernas y bailes de gitanos sólo existían en Andalucía.

A partir de la citada amnistía promulgada por Carlos III, el flamenco entró en su primera fase de difusión (Caballero, 1988). Es esta época, que Mederos (1996) sitúa entre el 1783 y 1850, la llamada primera etapa del flamenco (León, 1990; Espada, 1997). Al salir de su hermetismo, como hemos dicho, comienza a captar mayor número de influencias exteriores y a hacerlas suyas. No obstante, algo cambia en el flamenco: los cantes y bailes pierden su carácter de rito doméstico. Al intentar adaptarse a las circunstancias, los propios intérpretes se afanarían en dar a sus cantes y bailes un carácter más asequible, que con el tiempo atraería a espectadores pasivos “de fuera”, el público, hasta entonces inexistente; pero este esfuerzo renovador, también enriqueció al propio flamenco. Serafín Estébanez Calderón en sus “Escenas Andaluzas” (1840), mencionado por José Manuel Caballero Bonald (1988), señala que en una fiesta gitana en el barrio sevillano de Triana, los bailes eran la rondeña, las seguidillas, y las caleseras, que enlazan con los bailes más meridionales del tronco castellano.

El baile flamenco dependía de la guitarra, que le prestaba el compás y el ritmo (León, 1990; Blas y Ríos, 1990). Los guitarristas que acompañaban eran, según Caty León (1990), en su mayoría ciegos. Las danzas pertenecían al tipo de exhibición propias de culturas patriarcales (Del Río, 1993) con un exagerado poderío del varón, donde las danzas de mujeres tienen como finalidad amenizarles sus ratos de esparcimiento. Según el libro de viajes de Davillier, mencionado por Carmen Del Río (1993), los hombres que rodeaban a la danzante tenían un aire tranquilo, estando más interesados en la evolución del baile que en la propia

bailarina. Esta imagen, si recordamos, difiere bastante de la reflejada casi un siglo atrás por Juan Francisco Peyron, que hacía mención a bailes de carácter más festivo y a una concurrencia más participativa y vehemente.

En la baja Andalucía surgen los bailes “festeros” o “de jaleo” (Figura 6, p. 28). Con anterioridad al siglo XIX los bailes andaluces se reducían a seguidillas, polos, tiranas, rondeñas, zorongos, fandangos, etc. (Caballero, 1988), pero se mezclaran los viejos zapateados gitanos con los dinámicos “jaleos” y con los bailes de palillos o bailes boleros, de forma que a mediados del siglo XIX ya se ha creado un conjunto bailes mixtos.

En la primera mitad del siglo XIX el baile flamenco se desarrolla todavía en un ambiente amateur (Blas y Ríos, 1990; León 1990), se trataba de fiestas intimistas y nocturnas, que tenían lugar en patios de tabernas o en cuevas, a la luz de candiles, de ahí la nominación de *bailes de candil*. La concurrencia la formaban amigos y parientes de los que bailaban, tocaban o cantaban, aunque ya en la segunda mitad, en 1862 hay constancia de bailes organizados para “turistas” en el Sacromonte granadino. Es probable que en aquella época, fuera de sus círculos familiares, el intérprete de flamenco actuase de forma distinta que en las ceremonias privadas (Caballero, 1988). Resulta cuando menos curioso, como desde el primer momento en que el flamenco sale a la luz muestra los rasgos que todavía mantiene en el siglo XXI: por un lado su manifestación cabalística para “iniciados”, en la intimidad, según algunos el verdadero flamenco, y por otro lado la manifestación pública, fácilmente asequible y con fines esencialmente pecuniarios.

Volviendo a mediados del siglos XIX, según Caballero (1988), ocurre un fenómeno que determinará el inicio de la segunda etapa del flamenco: la aparición de los cafés cantantes o de variedades. Esta etapa se sitúa (Espada, 1997) entre 1860 y 1910, siendo para muchos la época más gloriosa del flamenco (Caballero, 1988; León, 1990; Casado, 1995). En cuanto al baile, gracias al café cantante se producen numerosas innovaciones. Para empezar, existe un público que se sitúa alrededor de un entarimado para ver a interpretes de flamenco, que ya son profesionales. El primitivo baile flamenco, dice José Manuel Caballero Bonald, debía reducirse a “ceremoniosos zapateados y a las incontr olables modalidades ‘festeras’...” (p. 37) (Figura 6, p. 28), y ahora va a adaptarse a las exigencias del “tablao”, como se llamará pronto a la tarima de madera que marcará un espacio escénico y dará mayor resonancia al taconeo, lo que conducirá a una mayor sofisticación del zapateado (Casado, 1995), hasta el virtuosismo.

El primero de estos cafés se abre en Sevilla. Esta ciudad es el escenario en el que se presentan y aglutinan las diversas tendencias del momento (Casado, 1995), Madrid y Barcelona son las “puertas” por las que sale el flamenco al resto del mundo.

En principio el cante era la atracción principal y el baile aportaba “las variedades”. Los *bailaores* y *bailaoras* eran profesionales del espectáculo que lo mismo bailaban, tocaban, cantaban que toreaban. De *La Cuenca* se dice en 1887 “...Sube hasta tal punto el entusiasmo cuando Mademoiselle Cuenca, a la vez que baila una suerte de zapateado, simula las varias suertes del toreo.” (Casado, 1995: p. 269).

En esta época de cafés cantantes se configura el “baile de hombre” y el “baile de mujer” (León, 1990; Del Río, 1993; Casado 1995). El tablao no sólo motiva el desarrollo del zapateado, sino que al estar elevado por encima del público, mejora la visibilidad de lo que acontece sobre él, y la *bailaora* realza su figura empezando a utilizar la bata de cola que le confiere gran belleza plástica. El zapateado se convierte en una característica más propia del baile masculino, aunque también se preocupen por el juego de pies las mujeres. Al hombre se le supone un estilo viril, adopta posturas de cintura y brazos sobrias, concentrando su fuerza y virtuosismo en el zapateado que llega a ser la parte dominante de su baile. El estilo de la mujer es más grácil, a lo cual contribuye enormemente el uso de la bata de cola, que obliga a la bailarina a recortar los desplazamientos y a crear un baile más intimista e introspectivo, utilizando mucho el “braceo” y los quiebros de cintura. Lo fundamental es el garbo y gracia de la figura. El baile es más reposado que el del varón, los pies marcan suavemente, mientras las manos y muñecas giran acentuando aún más la línea expresiva de los brazos que junto con la cabeza centran la atención. En los Cafés Cantantes las mujeres bailaban de dos formas que quizá existieran antes: en tono alegre y gracioso y en forma seria, con poderío, utilizando la bata de cola (Martínez de la Peña, 1989). En aquella época, los movimientos violentos eran raros en las *bailaoras* (Figuras 7 y 8, p. 40).

No obstante, el flamenco es una danza que utiliza todo el cuerpo, como veremos más adelante, lo cual es válido tanto para el *bailaor* como para la *bailaora*. Los críticos de la época, porque ya había críticos de flamenco, hablan del juego de pies y brazos, y la necesidad de buscar el equilibrio entre ambos, tanto hombres como mujeres (Casado, 1995). Figuras del baile como *El Estampío*, destacaban no sólo por el zapateado sino “por el juego de brazos inimitable, exclusivo.” (p. 274, Tomo II) y de *La Macarrona* comentaban: “La gente

permanece silenciosa y anhelante, con un fervor un poco religioso, mientras los pies de *La Macarrona* acompañan su baile. Los acordes de la guitarra tienen ahora un valor ínfimo. Porque *La Macarrona* baila a compás de su taconeo bárbaro.” (p. 281, Tomo II).

En esta segunda época, además de aparecer el público y con él los críticos, profesionalizarse el baile, desarrollarse el zapateado, surgir la bata de cola y marcarse las diferencias del baile de hombre y mujer, el estilo del baile flamenco evoluciona hacia una mayor majestad, el ritmo se hace más preciso, se complica la técnica y los bailes no suelen acompañarse de castañuelas (Del Río, 1993); pero además, con la aparición de estos Cafés, el flamenco se extiende por toda Andalucía y por el resto de España: Murcia, Albacete, Ciudad Real, Badajoz, Castilla, Cataluña y Asturias. En todos estos lugares se fusionó con el folclore autónomo (Caballero, 1988). El baile, de este modo, se desarraigó pronto de su foco flamenco inicial en la baja Andalucía, aunque a medida que se iba mezclando, conservaba su sello identificativo. Los bailes primitivos rituales desaparecieron, pero al calor de los cafés cantantes rebrotaron convertidos en “alegrías” (al principio bailadas sólo por mujeres), “tangos”, “soleares” y “bulerías”, que son, según José Manuel Caballero Bonald (1988), los cuatro puntales básicos del baile flamenco. A partir del último tercio del siglo XIX se multiplican los bailes en función de estímulos geográficos o de la creatividad de los propios *bailaores*, al fin y al cabo, el flamenco está interpretado siempre en primera persona.

En esta época el flamenco presentaba ya los rasgos por los que es reconocido y que ha mantenido en sus formas más ortodoxas, hasta la época actual. El baile flamenco es la máxima expresión del baile español (Vicente Marreño, en Manfredi, 1983), porque es íntimo, solitario y personal, demostrando mayor evolución que el resto de los bailes folclóricos:

- Es un baile individual: baila una sola persona, hombre o mujer, o varias a la vez, pero sin conexión entre sí (Martínez de la Peña, 1989; Blas y Ríos, 1990; Espada, 1997). No existe el galanteo como en el resto del folclore español, incluidos los propios bailes de origen andaluz (no gitano) que se realizan en parejas (Figura 2, p.24), como previamente se indicó al hablar del origen del flamenco. Según Lalagia (1985), las danzas flamencas del sur de España suelen ser individuales, la mujer hace movimientos sinuosos y provocativos y el hombre muestra su fuerza y virilidad golpeando el suelo con los pies.
- Sobriedad: en ambos sexos en escena se mantiene la compostura y se realizan movimientos mínimos (Del Río, 1993).

- Baile abstracto, introvertido, improvisado y con tendencia a la catarsis: ‘El arte gitano - andaluz supone la exteriorización de un determinado estado de ánimo y un peculiar y congénito estilo de vida’ (Caballero, 1988, p58). Los múltiples movimientos, actitudes y gestos que componen el baile, salvo unas normas básicas, se combinan libremente en cada pieza dependiendo del temperamento o el ánimo del bailar o bailaora que lo ejecuta. Puede tener o no argumento, pero como baile temperamental que es, siempre permite la improvisación puesto que se guía por el sentimiento del intérprete (Borrull, 1965; Martínez de la Peña, 1989; Blas y Ríos, 1990), y al no existir una coreografía predeterminada, éste en cada actuación puede introducir los pasos que desee. Según Antonio el bailarín (Bourio, 1992, p. 61): ‘La improvisación es el don del baile flamenco...no se trata de una improvisación sinónimo de ‘a ver qué sale’, sino de a ver ‘cómo se siente’’. El flamenco además, tiene un alto poder de aislamiento y concentración, el *bailaor* emplea movimientos que le envuelven, lo que provoca esa sensación de introversión, con una cierta tendencia extática (Figura 19, p. 56) “...es la danza europea que tiene mayor poder de aislamiento y concentración, sumergiendo al bailarín en un estado de inconsciencia que le lleva a olvidarse del mundo que le rodea y, en casos de extremo frenesí, a rasgarse las ropas y romper lo que tiene a mano.” (Martínez de la Peña, 1969, p. 53). Se trataría de una catarsis en la que el protagonista, mediante su danza, cuenta su propia experiencia y sentir a unos interlocutores que se ven arrastrados a un estado emocional, y ello, según José Manuel Caballero Bonald (1988) no depende ni del tema tratado, ni del virtuosismo del ejecutante, sino del “duende”. Debido a la emoción que entraña al propio baile, éste no puede volver a ser ejecutado, ni emocionar nunca exactamente igual. Es imposible para el artista que sale cada noche al escenario plasmar un humor predeterminado en su danza, y por lo tanto, cualquier danza de este tipo, no se repite nunca (*La Meri*, 1948).
- El ritmo es su principal secreto, viene marcado por las percusiones que son imprescindibles en la fiesta flamenca: golpes de pie y zapateados, batir de palmas y palillos (Martínez de la Peña, 1969; Caballero, 1988; Mederos, 1996). Este sentido rítmico es inherente al pueblo gitano, y así, según *La Meri* (1948), decía *La Argentinista*: ‘los gitanos tienen ritmo en sus venas en vez de sangre como el resto de los humanos’; pero no es exclusivo de ellos, puesto que en palabras de Fernández de Haro y cols. (1988, p. 12): ‘el ritmo es lo que le da la unidad y el valor fundamental al flamenco. Un ritmo innato que

surge del temperamento andaluz y que se exterioriza en sus diversas manifestaciones: guitarra, palmas, tacones de los *bailaores*, chocar de pitos o golpear de castañuelas. Ritmo que surge de dentro, como una necesidad, determinando la belleza plástica de sus expresiones”.

- Baile de todo el cuerpo: en el flamenco participan todas las partes del cuerpo (Martínez de la Peña, 1969), los pies marcan el ritmo y sus movimientos se anticipan, determinando en cierta medida los movimientos del resto del cuerpo. Pero además de pies y miembros inferiores, con los que se hace el zapateado, punteado y pateo, es fundamental el juego de brazos (braceo), muñeca, manos y pitos, la cadencia del torso (torsión, vaivén y convulsión), el movimiento de la cabeza y la mirada (León, 1990; Del Río, 1993). En general el flamenco mantiene una dualidad de contrastes, entre la serenidad y la elegancia de posturas estáticas y de paseo, y los movimientos violentos de torsión, convulsión y vaivén (Martínez de la Peña, 1989). Las actitudes masculinas son hieráticas, se caracterizan por una relativa inmovilidad de caderas y pelvis, el cuerpo se mantiene erguido sin inclinaciones de tronco, adornándose con brazos y cabeza, y centrando los ejercicios de habilidad principalmente en piernas y pies. El hombre a lo sumo usa el giro de muñeca, pero no interviene mano ni dedos (Figuras 2, p. 24; 7, p. 40; 12, p. 41; 16, p. 56). La mujer manifiesta su femineidad a través de la picardía y la coquetería, para ello utiliza caderas, cintura y parte superior del torso: realiza rotaciones e inclinaciones del tronco en todas las direcciones, movimientos y balanceos de caderas más o menos acentuados, movimientos de hombros, acompañando los giros y torsiones de constantes movimientos de brazos, con giros de muñecas, manos y dedos, adornándose además con movimientos de falda, abanico, etc. (Figuras 2, p. 24; 8, p. 40; 12, p. 41; 17, p. 56). Ese fluir del movimiento a través de todo el cuerpo es lo maravilloso del flamenco, según Mariemma (1997). Los movimientos de tronco, cabeza y brazos se funden armónicamente para conseguir la esencia última del baile flamenco: la expresión. Los ojos son una parte muy importante en la expresividad de este baile (Espada, 1997), así como la gestualidad facial (Figuras 6, p. 28; 16, p. 56; 17, p. 56; 19, p. 56), la utilización de ambos elementos no se encuentra en el resto del folclore español (Linares, 2000).
- Se baila en poco espacio, con pequeños desplazamientos: A pesar de la variedad de movimientos que implican a todo el cuerpo, estos se ejecutan en un espacio reducido

(Martínez de la Peña, 1989). No existen grandes desplazamientos, como en el ballet (Lalagia, 1985). El flamenco presenta una tendencia estática y según Blas y Ríos (1990), además de bailar en un espacio reducido, se hace con cierta pesadez y dirigiendo los movimientos hacia el suelo, “...lo que predomina es el golpe de pie contra el suelo de forma insistente” (Martínez de la Peña, 1969, p. 55). No existen los saltos, ni la elevación de extremidades inferiores estiradas, que son más propios del ballet (Blas y Ríos, 1990; Espada, 1997), o en el caso de los pequeños saltos, del folclore puramente andaluz (Martínez de la Peña, 1969).

Hacia 1900 están en su máximo esplendor las figuras del flamenco (Casado, 1995). Existe al principio del siglo XX la moda del flamenquismo y de lo andaluz dentro y fuera de España (América del Norte y del Sur, Europa, Rusia); especialmente en el extranjero gusta el exotismo y la fuerza racial de los espectáculos. Ya en 1869, concretamente el 26 de Diciembre, se había estrenado en el Teatro Bolshoi de Moscú el ballet en cuatro actos ‘Don Quijote’ (Balanchine y Masón, 1975), de clara inspiración española (Figura 10, p. 41), lo que demuestra que la influencia de la danza española en el extranjero sigue estando vigente. Si en el siglo XVIII se “exportaba” el bolero, a finales del siglo XIX se exporta el flamenco.

En el paso del siglo XIX al XX se produce la separación entre el cante y el baile, dejando el primero de ser el centro de los espectáculos (Manfredi, 1983). En las primeras compañías teatrales de flamenco que se formarán entre los últimos años 20 y primeros 30, el baile de pronto ocupa un primer término, quedando el cante relegado a un papel de soporte (Pohren, 1988).

Entramos así en la tercera etapa del flamenco, que abarca desde 1910/1920 hasta nuestros días (Blas y Ríos, 1990; Casado, 1995; Espada, 1997). Los años 20 fueron la última gran década del café cantante y a partir de entonces se inicia su decadencia, apareciendo la Ópera Flamenca, que concede, según León (1990), escasa importancia al baile. Esta autora además señala otra cuarta época que sería la correspondiente a la aparición de los ballets flamencos. En esta exposición este proceso se incluirá en la tercera etapa, puesto que es precisamente durante los años 20 cuando empiezan a gestarse dichos ballets.



## INTRODUCCIÓN

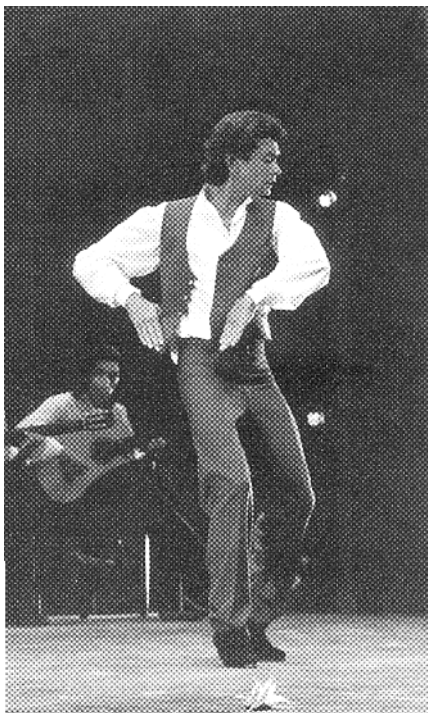


Figura 7  
(El Güito)



Figura 8  
(Merche Esmeralda)

Baile de hombre y baile de mujer: El varón centra su baile en el zapateado, utilizando gestos sobrios; la mujer utiliza la bata de cola, que hace destacar su figura, centrando su baile en el braceo y quiebros de cintura.



Figura 9

Baile flamenco actual: las diferencias en baile de hombre y mujer ya no se aprecian tan claramente.  
(*El fantasma del museo* por la Compañía de María Pagés).

## INTRODUCCIÓN



Figura 10  
*Don Quijote*, ballet clásico coreografiado por Marius Petipa para la compañía del Bolshoi en la segunda mitad del siglo XIX, con clara influencia del folclore español.  
(Ruth Miró y Carlos López)

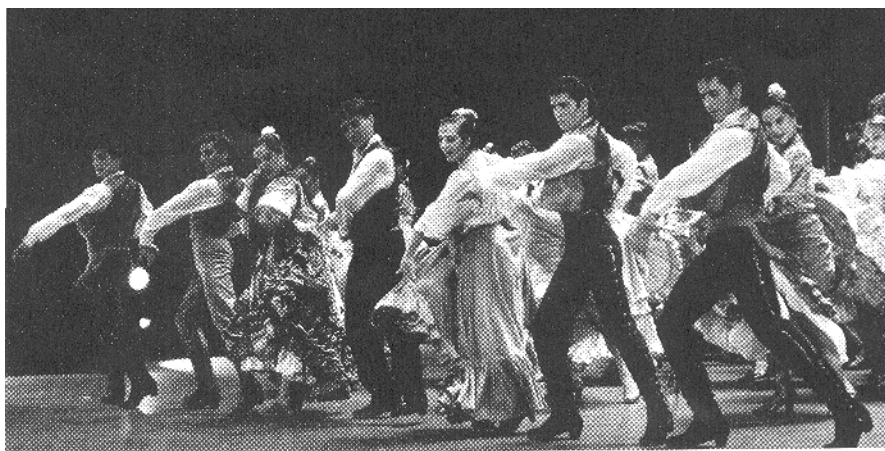
Figura 11  
*Fandango del Padre Soler*  
(Coreografía de Antonio. Ballet Nacional de España con Joaquín Cortés y Antonio Márquez).

Las líneas se estilizan al mezclarse la tradición flamenca con la escuela bolera. Como acompañamiento se utiliza música orquestal clásica española.



Figura 12  
*A ritmo y compás*(Coreografía de Currillo. BNE)

En el ballet flamenco se mantienen los rasgos del baile flamenco, pero suele existir un argumento, y la presencia de varios bailarines en el escenario limita la improvisación, ya que deben atenerse a una coreografía.



Según Caballero (1988), en los años 20 el flamenco deriva en tres direcciones, en primer lugar su participación en espectáculos teatrales, la llamada Ópera Flamenca, perdiendo dramatismo y veracidad. En segundo lugar se pretende crear el ballet flamenco (Caballero, 1988), llevar al escenario teatral el baile gitano-andaluz que surgió en la clandestinidad, para lo cual se asocia el baile flamenco y las concepciones estéticas del ballet, utilizando como acompañamiento música clásica española. Paralelamente a estos dos enfoques del baile flamenco-andaluz, se salvaguarda en unas cuantas familias gitanas de Sevilla y Cádiz el legado primitivo del flamenco frente a cualquier influencia externa.

A partir de los años 20 la danza en España entra en un periodo de decadencia, según Martínez de la Peña (1995a) no es por falta de figuras, que se apiñaban en los pocos cafés cantantes que quedaban, sino de público. Las actuaciones quedan restringidas a juergas privadas de “señoritos”, a los colmaos, ventas camineras, fiestas de caridad y teatros de poca monta.

Simultáneamente, en 1915 llega a España Diaghilev y sus “Ballets Rusos” (Caballero, 1967; Queralt, 1989), que supusieron una inyección de vitalidad para algunos de los bailes populares y para el propio ballet clásico en España, ya que el público hasta entonces no acudía con asiduidad a espectáculos de ballet. Entre los bailes populares revitalizados sitúa Caballero (1988) al flamenco. Según el mismo autor, el preciosismo de los “Ballets Rusos” y la innovación que suponían, fue uno de los motivos que incitó a la creación del ballet flamenco.

Serge Paulovich Diaghilev, se definía a sí mismo como “...un ser afligido, parece ser, por la ausencia total de talento. Sin embargo, creo haber encontrado mi verdadera vocación: el mecenazgo. Para ser mecenas tengo todo lo que hace falta menos una cosa: el dinero.” (Lujan, 1989, p. 87). Se trataba de un esteta, que se interesa por el arte en general, centrando finalmente su atención en el ballet, atrayendo hacia él a grandes músicos (Stravinsky, Rimsky-Korsakov, Debussy, Ravel, Falla, Satie, Prokofiev) y pintores (Bakst, Sert, Picasso, Ernst, Matisse, Miró) que diseñaron vestuarios y decorados. Por su compañía pasaron bailarines y coreógrafos que, como dice Nestor Lujan (1989: p. 85) fueron “casi toda la historia de la danza”: Kshessinskaya, Pavlova, Karsavina, Ida Rubinstein, Nijinsky, Adolfo Bolm, Fokin, Anton Dolin, Lifar, Massine, Balanchine...). Renovó la danza, concentrando a su alrededor a los grandes artistas del momento. La sensación y el sabor que dejaban aquellos espectáculos debía ser, cuando menos, inolvidable: “Hubo dos épocas en mi vida, antes y después de los

ballets rusos”, decía un crítico tras la representación que tuvo lugar en 1909 en el teatro Châtelet de París (Reyna, 1985); de hecho, esta fecha se señala como el comienzo del ballet moderno. Por lo tanto, no es de extrañar que un espectáculo semejante, en el que participaban los artistas más progresistas del momento, a su paso por España en 1915, diera lugar también a un antes y un después.

Pero nuevamente la atracción es mutua, y así Leonidas Massine, bailarín y coreógrafo de la compañía de Diaghiliev, a su regreso de uno de sus viajes a España, en una fecha que podemos situar entre 1914 y 1917, montó ‘El sombrero de tres picos’ con música de Falla, que evocaba el ambiente de la España de finales del siglo XVIII (Reyna, 1985).

Bien pudiera ser por la influencia del modernismo de los ‘Ballets Rusos’ sobre unos artistas cansados de repetirse a sí mismos y participando en espectáculos decadentes, o simplemente porque la danza española siempre ha estado abierta a la evolución y a las influencias externas, el caso es que en esta tercera etapa, correspondiente, como señalan Blas y Ríos (1990) a la modernidad del flamenco, éste se presenta como ballet teatral al tiempo que se mantiene como baile tradicional.

En 1914, *Pastora Imperio*, estrena con el título de ‘Gitanerías’, un pequeño ballet español en el que predomina lo flamenco y que en realidad se trata de ‘El Amor Brujo’ con música de Falla, libreto de Gregorio Martínez Sierra, decorados del pinto Néstor de la Torre y coreografía de la propia *Pastora Imperio*, fue el primer ballet español realizado en España (Martínez de la Peña, 1995a). La compañía de Antonia Mercé *La Argentina*, con *Antonio el de Bilbao* y *Faico* estrenó ‘Goyescas’ en 1916 en el teatro Maxime Elliot’s de New York (Calvo y Gamboa, 1994). El 22 de Mayo de 1925, nuevamente *La Argentina*, estrena en el Trianon Lyrique de París su versión del ‘Amor Brujo’. Ella, que tenía una sólida formación académica y era una gran especialista en bolero, se preparó durante cuatro años, viajando al Sacromonte granadino, para empaparse en el baile gitano. El ballet fue un éxito y tras una gira mundial inicia su siguiente proyecto que es la creación de una compañía de ballet español.

Se atribuye a *La Argentina* la creación de los primeros atisbos de ballet flamenco, presentando en Mayo de 1929 la primera compañía de ballet español en la Opera Comique de París (Blas y Ríos, 1990; Martínez de la Peña, 1995a). Alternando con el ballet, o incluso dentro de él, presentaba flamenco tradicional más o menos estilizado. Aunque en la primera compañía predominaba lo andaluz y lo flamenco, ya englobaba todos los tipos de danza

existentes en la península. Hizo otros dos montajes del “Amor Brujo” en que estilizaba aún más la danza, marcando la diferencia entre flamenco y danza estilizada. A ella se debe la apertura de los escenarios teatrales al flamenco y a sus bailarines, payos y gitanos. También a partir de sus trabajos es cuando podemos empezar a hablar de danza estilizada o clásico español, el cuarto tipo de danza española, hoy día con una indudable entidad propia, pero desconocido hasta que *La Argentina*, en el primer tercio del siglo pasado, bailó el flamenco tamizado por la danza académica.

Si Antonia Mercé, *La Argentina*, con su sabiduría personal sienta las bases para la aparición del clásico español o danza estilizada, se atribuye a Encarnación López *La Argentinita* su consolidación definitiva (Martínez de la Peña, 1995a). El clásico español es un estilo relativamente nuevo (menos de un siglo de evolución), que también ha sido llamado ballet español del siglo XX (Del Río, 1993) o estilo neoclásico español (Lalagia, 1985). Así define esta danza Mariemma (1997, p. 97): “...la danza española estilizada es la libre composición de pasos y de coreografías basadas en bailes populares, en el flamenco y la escuela bolera”, configurada a partir del folclore más rico del mundo, al que se suman el más exótico, que es el flamenco, y el más académico, que es la escuela bolera. Según Del Río (1993), desde sus inicios ha ido progresando en virtuosismo. Utiliza las obras de músicos españoles (Falla, Granados, Albéniz, Turina, Giménez, Torroba...) y extranjeros “españolizados” (Boccherini, Ravel, Korsakov...). Por ser una conjunción de otras formas de danza, para su interpretación es necesario dominar esas técnicas: ballet, palillos y zapateado. Los pasos flamencos tradicionales, refinados de impurezas, se combinan con los pasos académicos, estableciéndose una continuidad que permite desarrollar un argumento (Martínez de la Peña, 1969). Al igual que el flamenco, es una danza de todo el cuerpo: pies y resto de miembros inferiores, caderas, torso, brazos, manos y cabeza, incluida la mirada (Figura 18, p. 56).

Vemos que en los años 20, cuando se mezclan vueltas y carrerillas con zapateados, se funde la escuela bolera y el flamenco para perder cada uno su propia identidad (Blas y Ríos, 1990), en aras de una nueva forma teatral; pero ambas danzas llevaban coexistiendo desde el siglo XVIII; el paso del tablao al escenario es posible gracias a esa convivencia y a las buenas relaciones entre flamencos y boleros en el siglo XIX y principios del XX (Casado, 1995), entre los artistas del café cantante y del teatro. De hecho muchos eran simultáneamente

bailarines y bailaores, formaban sus propias compañías y espectáculos, actuando en teatros, aunque las danzas no tenían un argumento y eran piezas independientes que no seguían un libreto ni se adaptaban a una coreografía prefijada.

Éste quizá sea un buen momento para matizar las diferencias entre bailaor/bailaora y bailarín/bailarina. Según el Diccionario Enciclopédico Ilustrado del Flamenco (Blas y Ríos, 1990), bailaor o bailaora es una síncopa de bailador o bailadora y de esa manera se denomina al interprete de flamenco, del baile andaluz o de “botas”, lo que le diferencia del bailarín o bailarina de zapatilla de “media punta” (calzado propio del ballet y de la escuela bolera) y del bailador o bailadora de folclore regional hispano.

En opinión de *La Argentinita*, existe una diferencia sustancial entre bailarina y bailaora, mediante la técnica se puede llegar a ser “una bailarina cabal [...] [pero] la técnica no hizo jamás a una bailaora [...] la bailaora es la cosa espontánea, el arte vivo y maravilloso...no ha y escuelas para formar bailaoras, como no las hay tampoco para formar poetas y sí para hacer retóricos y gramáticos.” (Del Río, 1993, p. 114). Y este es el decálogo del buen bailaor que nos dejó Vicente Escudero (Manfredi, 1983):

1. Bailar en hombre
2. Sobriedad
3. Girar la muñeca de dentro a fuera
4. Con los dedos juntos
5. Las caderas quietas, bailar asentado y pastueño (= toro que embiste suavemente), dejando tranquilo el circo
6. Armonía de pies, brazos y cabeza
7. Estética y plástica sin mistificaciones (= engaños)
8. Estilo y acento
9. Bailar con indumentaria tradicional
10. Lograr variedad de sonidos con el corazón, sin chapas en los zapatos, sin escenarios postizos y sin accesorios.

Sin embargo, ambos términos no son excluyentes, y de hecho muchos de los que bailaron y bailan flamenco o participan en ballets flamencos, son simultáneamente bailores y bailarines (Blas, 1988). Por este motivo, a partir de este momento se hace difícil separar la historia del flamenco y la del clásico español, puesto que muchas veces caminan juntos, y sólo

matices separan ambos tipos de danza, si es que se puede hablar de separación. Por ello, en esta historia resumida, de ahora en adelante, se hablará de la danza española teatral, puntualizando sólo cuando sea necesario, su carácter flamenco o estilizado.

El ballet flamenco o ballet español (Figuras 11 y 12, p. 41) queda totalmente definido en el primer tercio del siglo XX como forma de baile teatral. Esto conlleva una serie de transformaciones en el propio flamenco (Martínez de la Peña, 1969; Blas y Ríos, 1990; Martínez de la Peña, 1995a; Mariemma, 1997), suponiendo en algunos aspectos, sacrificar parte de su esencia:

- Deja de ser un baile individual para convertirse en colectivo, con lo que también pierde espontaneidad.
- Se realizan grandes desplazamientos mientras se baila: hay entradas y salidas espectaculares hacia un punto fijo del escenario.
- Al pasar del tablao al escenario, hay que acentuar la expresión temperamental del baile, para que este pueda ser percibido en la distancia.
- Hay que sistematizar las posiciones y los pasos del baile, éstos deben ser estudiados, lo que requiere ejercicios preparatorios y ensayos que restan protagonismo a la personalidad del bailarín.
- Surge la coreografía y con ello se anula la improvisación.
- Existe un libreto que determina el argumento con lo que el flamenco deja de ser abstracto.
- La guitarra es sustituida por el acompañamiento musical de la orquesta, con lo que se pierde la precisión en el ritmo.
- El *bailaor* se convierte en *bailarín*, y surgen las jerarquías: primer bailarín, solista y cuerpo de baile.

El ballet como espectáculo teatral, aunque rompa la esencia del flamenco más puro, también le ofrece a éste renovar sus formas gastadas, y según Martínez de la Peña (1995a), evolucionar hacia metas más universales. Señala *La Meri* (1948) que para trasplantar una danza folclórica a un escenario, los pasos deben ser más limpios y claros que en la forma original espontánea. Se seleccionan los más vistosos, y se distribuyen en una coreografía de la forma más amena, exponiendo lo mejor del baile, no como lo harían los paisanos. Según Mariemma (1997), si se quiere dar a conocer mundialmente la danza española es necesario darle una forma académica. *La Meri* (1948) describe este proceso con asombro: “...they have

created a dance in the village square in alpargats, and themselves refined it to a theater art in their own patios!” (...crearon una danza bailando en las plazas de cualquier pueblo en alpargatas, y la refinaron en sus patios hasta convertirla en arte teatral) (p. 61).

La primera etapa del ballet flamenco abarca los años 30 del siglo XX, sus creadores salen de los cafés cantantes que quedaban y de las variedades, empezando por *Pastora Imperio* y *La Argentina*, muchos de ellos sin haber pasado por escuelas de clásico español, todavía inexistentes, y el resto son bailaores flamencos puros sin conocimientos de ballet clásico (Blas y Ríos, 1990). Tras *La Argentina*, es Vicente Escudero el primero en formar compañía (Martínez de la Peña, 1995). Escudero no parte de la danza académica sino del flamenco, muy inspirado en el cubismo de Picasso su gesticulación es cuadriculada, hace un baile sobrio “atemporal de fuertes zapateos a un ritmo trepidante cortado por largos silencios” (p. 106, Tomo III). En 1926 estrena su primera versión del “Amor Brujo”. En “Ritmos sin música” el acompañamiento es el silencio, el ruido de sus pies, manos (pitos, uñas). Llevó la estilización del flamenco a formas extremas, rayando el ballet abstracto. Encarnación López *La Argentinista* se supo aproximar a la intelectualidad española del momento (Lorca, Neville, Sánchez Mejías), creando “La Gran Compañía de Bailes Españoles” de la que ella era coreógrafa, y ellos libretistas, letristas y escenógrafos (Martínez de la Peña, 1995a), crea espectáculos como “Las Calles de Cádiz”, “El Amor Brujo” y “El Café de Chinitas” en el que se recitaban poemas de Lorca. Se dice de ella que aportó elegancia al ballet español (Martínez de la Peña, 1995b). Pilar López, hermana de *La Argentinista*, adaptó la esencia flamenca a la coreografía elaborada, a la escenografía y a la música orquestal. En 1946 presenta su primera compañía de ballet “Ballet Español de Pilar López”, que contaba con 30 bailarines y 3 guitarristas. Sus logros más destacados los consigue en el baile de pareja, e introdujo también el baile de pequeños grupos (4 bailarines). En sus coreografías flamencas sigue dando importancia al zapateado.

A partir de los años 50 del siglo pasado se produce un resurgimiento del flamenco, con toda su dignidad y sobriedad, y hasta enriquecido en el estilo (Caballero, 1988). Antonio Ruiz Soler, conocido como Antonio el bailarín, regresa a España en 1949 tras largos años de gira por el extranjero con Rosario como *partenaire*. Con la llegada de ambos, se revaloriza la danza española en España. Por aquel entonces, según Martínez de la Peña (1995b). El flamenco había quedado relegado a espectáculos para turistas y cabarets, reduciéndose a



“vueltas y más vueltas, poses artificiales, zarandeo de faldas y sacudidas de cabeza.” (p. 18, Tomo IV), porque era lo que el público pedía. Con ellos renace la afición del pueblo, de la burguesía y de los intelectuales. Antonio marcará con su estilo los 40 años siguientes (Blas y Ríos, 1990). En 1953 crea “Antonio Ballet Español” que contaba con 35 bailarines. Ese mismo año interpreta en danza el “Martinete”, hasta entonces reservado al canto, bailado al ritmo del martillo “con redobles eléctricos” (Martínez de la Peña, 1995b: p. 20). Como coreógrafo fue capaz de mover grandes masas de bailarines que danzaban con pasos estudiados y perfectamente sincronizados. Él dominaba la escuela española y el flamenco, y es el primero que intercala pasos de ballet clásico en sus coreografías. Trajo a España a Anna Ivanova (Bourio, 1992), bailarina inglesa que había estudiado con maestros rusos y había bailado en la compañía de Pavlova, con el fin de preparar a su propia compañía en el ballet clásico y así poder abordar todos los estilos de danza. Posteriormente incluye pasos de contemporáneo, con lo que estilizó aún más la danza teatral española, iniciando además la etapa del ballet español dramático. Como bailarín, lo más significativo, de su técnica es el excepcional sonido que imprime a sus zapateados. Introduce variaciones tonales, que convierten a los pies en unos instrumentos más de acompañamiento al baile, y traspasa la barrera del zapateado temperamental para llegar a una sonoridad premeditada, elaborada y propia de una técnica culta, el “Zapateado de Sarasate”, pieza cumbre que revela la capacidad rítmica y técnica de sus pies” (Martínez de la Peña, 1985b: p. 17).

En esta etapa del ballet flamenco, se crean múltiples compañías con gran número de bailarines, que además son profesionales con una profunda formación en academias y conocimientos del ballet clásico. En las coreografías se nota la influencia del ballet clásico. El virtuosismo alcanzado en el zapateado lleva a que ocupe una parte desproporcionada en los bailes.

Otra buena contribución a este digno resurgimiento se debe a Carmen Amaya, cantaora y bailarora gitana de familia de abolengo flamenco. Realizó una gira por América llevando 30 personas, la mayoría gitanos, realizando diversos montajes con un repertorio esencialmente flamenco, aunque se titulara “Gran Compañía de Bailes Españoles” introduce escuela bolera, folclore y baile español estilizado (Martínez de la Peña, 1995); pero más que por sus montajes ha perdurado por su manera de bailar, quedando como la mejor de todos los tiempos (Figura 6, p. 28). Bailaba el flamenco más puro, espontáneo, con su fuerza primitiva, violencia en los

gestos y fiereza en la mirada. Poseía además un zapateado portentoso. La fuerza de su zapateado marca el camino para muchas bailaoras que vendrán después e irrumpirán en este terreno, hasta entonces coto de los varones.

Otros nombres a destacar son Mariemma (que crea su compañía en 1955), Luisillo, Rafael de Córdoba, María Rosa, Alberto Lorca y José Greco, de origen italiano, que ha sido un gran difusor de la danza española en Estados Unidos (Barceló, 2001), y que creó su primera compañía en 1949 en España.

El flamenco llega a la década de los 70 dividido en tres corrientes: estilización teatral, deformación o flamenquismo y flamenco puro (Martínez de la Peña, 1969). La pureza de la tradición subsiste, según Blas (1988) en festivales flamencos y tablaos con figuras del baile como Manuela Vargas (Figuras 14, p. 54, y 19, p. 56), Matilde Coral con su “flamenco incontaminado” (Calvo y Gamboa, 1994), Rosa Durán y Blanca del Rey.

La teatralización supone el acercamiento del flamenco a la corriente mundial del momento, dando importancia a la iluminación, sonido y expresión corporal (Martínez de la Peña, 1995b). Las compañías suelen ser pequeñas y los temas son de denuncia sociopolítica (Blas y Ríos, 1990). A esta etapa pertenecen Antonio Gades, que inicia una línea expresionista, trabaja con los perfiles y siluetas; Mario Maya que funde elementos del flamenco puro con expresión corporal y trata en sus coreografías el tema gitano con fines reivindicativos, desligándolo del enfoque romántico habitual. Ambos tienden a la sencillez y actualización del vestuario (vaqueros, trajes, delantales, faldas cortas...). La técnica que utilizan unifica la acción de ambos sexos. José Granero destaca como coreógrafo, alcanzando con “Medea” (Figura 19, p. 56) el reconocimiento internacional. En esta obra eminentemente teatral, el zapateado se utiliza para expresar los sentimientos de la protagonista.

Otros coreógrafos y bailarines son Goyo Montero, Rafael Aguilar, que como innovación introduce el baile gitano sin escuela en su versión de “Carmen” y José Antonio. Este último ha conseguido llevar el ballet flamenco al teatro Kirov (del que en su día salieron bailarines de la talla de Nijinsky, Pavlova y posteriormente Nureyev, Natalia Makarova y Baryshnikov), cuya compañía de ballet tiene en su repertorio obras suyas, como “Zarabanda”. Pertenecen a esta época también Cristina Hoyos y Merche Esmeralda, bailaora elegante y esbelta (Figura 8, p. 40).

## INTRODUCCIÓN

La tendencia general como podemos ver, es que cada uno de los bailarines y coreógrafos que ha configurado el ballet flamenco, no se parece ni en técnica, ni en expresividad al resto (Martínez de la Peña, 1985b), lo cual por otra parte, es muy español. Se puede añadir que este individualismo en la expresión artística, es todo lo contrario a lo que ocurre en el ballet clásico, en que se tiende a una técnica unificada y universal.

En esta época surge la necesidad o el deseo de crear una gran compañía estable que recoja y desarrolle la esencia de la danza española, a la que se le supone ya una madurez suficiente como para embarcarse en un proyecto de semejante envergadura. En 1978 la Dirección General de Teatro y Espectáculos del Ministerio de Cultura crea el Ballet Nacional Español (Programa de mano, 1985), aunque realmente, sus orígenes datan de 1975 en que se formó el Ballet Español “Antología” que más tarde pasará a llamarse Ballet Nacional de Festivales de España (Valverde, 1988), momento en que recibe el reconocimiento oficial (Domenech, 1979). Pasó a llamarse Ballet Nacional de España (BNE) bajo la dirección de María de Avila (Monjar, 1983).

Entre el 11 y el 19 de Mayo de 1979, probablemente el 12 de Mayo, tiene lugar la primera representación, que es también su presentación mundial en Méjico en el Festival Cervantino de Guanajuato (Informaciones, 1979; Arriba, 1979; ABC, 1979) con un gran éxito de crítica. La primera actuación en España tiene lugar el 11 de Junio de 1979 en el Teatro Principal de Valencia (Cambio 16, 1979).

Por la dirección artística del BNE han pasado figuras representativas de la danza española: Antonio Gades (1978-80), Antonio (1980-83), María de Avila (1983-1986), José Antonio (1986-1992), Aurora Pons, Nana Lorca y Victoria Eugenia (1993-1997), Aida Gómez (1997-2001) y actualmente Elvira Andrés (desde el año 2001) (Figura 18, p. 56). En la compañía han bailado los mejores profesionales de la danza española. El número de bailarines ha oscilado entre 36 en su creación (Bourio, 1992) y 68 bajo la dirección de Antonio (Monjar, 1983), estructurados en cuerpo de baile, solista, primer bailarín, bailarín/bailaor invitado y estrella invitada.

El 13 de Julio de 1984 se estrena “Medea” de José Granero, interpretada por Manuela Vargas (F.P., 1984) (Figura 19, p. 56). Esta obra ha supuesto un hito y un punto de referencia en la historia artística del BNE, obteniendo con ella el reconocimiento nacional y mundial.

La Compañía ha realizado en diversas ocasiones giras por Europa (Londrés, París, Alemania, Italia, Grecia), EEUU (Nueva York, Washington), Japón, Rusia y Argentina, obteniendo siempre un gran reconocimiento de la crítica. La primera vez que el BNE actuó en el Metropolitan Opera House de Nueva York, entre el 11 y el 16 de Julio de 1988, con 7 funciones (Ya, 1988), obtuvo un gran éxito, 5 minutos de aplausos tras la bajada del telón (Bravo, 1988), con críticas positivas de todos los grandes periódicos de Nueva York (The New York Times, New York Post, Daily News) (Diario 16, 1988), que la calificaron como exponente de la nueva España posfranquista y europea, definiendo el baile español mostrado como moderno y electrizante. El 11 de Marzo de 1989, el BNE recibe el premio ACE de Nueva York (Asociación de Cronistas de Espectáculos de Nueva York) como mejor espectáculo, en la categoría de variedades, en relación a su gira por EEUU en 1988.

Son muchos los escollos encontrados en la construcción de una compañía de danza nacional que englobe y conserve todos los estilos de danza española, y al tiempo innove en un terreno en que aún no hay unas bases establecidas e inmutables, lo que por un lado facilita la creación, pero por otro da pie a la lucha entre individualidades; a pesar de ello, se ha conseguido constituir una compañía como el BNE, que ha sido considerada la mejor compañía de danza española, situándola en la élite de esta especialidad (Miró, 1993; Hernández, 1993) y uno de los conjuntos más importantes del mundo (V.A., 1993). Según Calvo y Gamboa (1994) el BNE se ha convertido en una cantera de bailaores y bailaoras (Antonio Canales, Javier Barón, Javier Latorre y Joaquín Cortés, Aida Gómez), que salen con una preparación técnica sobresaliente, tanto en flamenco como en clásico, y con un baile joven con gran peso específico y ganas de innovar (Figuras 11 y 12, p. 41).

Si quisiéramos hablar de una cuarta etapa de la historia del flamenco y de la danza española, deberíamos referirnos al fenómeno actual, que viene produciéndose desde finales del siglo pasado, con el resurgir del flamenco al que estamos asistiendo, aunque sea un flamenco algo distinto al de su “época dorada” en el siglo XIX. Vuelve a existir un interés internacional y nacional hacia un fenómeno cultural, que nuevamente, gestándose en la intimidad, está surgiendo más ecléptico, más rico y más maduro. Respecto a los bailarines/bailaores y coreógrafos actuales, algunos de ellos ya consolidados, es difícil actualmente saber si van a dar lugar verdaderamente a una nueva época o son la prolongación de la anterior (Martínez de la Peña, 1995b): Antonio Márquez (Figuras 11, p. 41, y 16, p. 56); Lola Greco a la que se

reconoce un zapateado limpio y claro; Carmén Cortés; Joaquín Cortés (Figuras 11, p. 41, y 14, p. 54) al que se le atribuye un alargamiento de la línea, riqueza en el zapateado y un juego innovador de brazos; Joaquín Grilo; Antonio Canales conocido como bailarín por su fuerza expresiva y su zapateado, y como coreógrafo por aunar la expresividad del flamenco con la del contemporáneo, como en “Torero”; Aida Gómez (Figura 12, p. 41) que ha destacado principalmente por sus dotes como bailarina, con un impecable zapateado. Nombres más recientes son Sara Baras, Mayte Bajo (Figuras 13, p. 54, y 17, p. 56), María Pagés (Figura 9, p. 40), Angel Rojas y Carlos Rodríguez, todos ellos a pesar de su juventud, bailan, coreografían y han creado sus propias compañías, con un reducido número de bailarines, pero ya con una proyección nacional e internacional.

En las últimas décadas del siglo XX la técnica del baile se ha complicado (Martínez de la Peña, 1969), los bailes han ganado en movimiento perdiendo la calma que los había caracterizado en el siglo XIX: “se advierte mayor actividad en los pies. El despliegue de taconeos es extraordinario, llegando en algunos casos a suspenderse la música para centrar toda la atención en estas filigranas. Las mujeres rivalizan con los hombres e introducen largos zapateados en sus bailes.” (p. 48). Para la bailarina y coreógrafa Mariemma (1997), el baile flamenco ante todo debe ser un arte plástico, y mientras antiguamente la bailaora realizaba armoniosos movimientos de talle, hombros, cabeza y brazos que fluían contrastando con entrecortados zapateados rítmicos, actualmente se trata de un alarde de facultades y una demostración gimnástica, predominando el zapateado; se zapatean todos los bailes y el baile flamenco se ha convertido en un arte acústico. Además, para acentuar el ritmo se introducen las castañuelas (Martínez de la Peña, 1969), cuyo uso, según Pohren (1988) no es propio del flamenco, y ha empobrecido el trabajo de las manos.

Dice Lalagia (1985), que actualmente el arte flamenco ha perdido su espontaneidad, tanto en el tablao como en el escenario. Según la autora las representaciones teatrales son de alta calidad, pero no improvisadas.

La danza estilizada tampoco sale muy favorecida en las críticas, porque, según Espada (1997), a partir de los años 80 la mujer baila hasta con agresividad, alargando en exceso el zapateado. En opinión de Mariemma (1997), al clásico español actual le faltan la gracia y los bellos braceos que le aportaba la escuela bolera; al cederle ésta terreno a la bravura del flamenco, es este último con sus zapateados de tono masculino la nota predominante.

Por otra parte, según Del Río (1993), actualmente se observa en los bailaores y bailaoras flamencos una estilización de la figura y movimientos producto de haber realizado algún estudio de ballet (Figura 13, p. 54), en los brazos se busca una línea estética más acorde con la línea clásica, se incluyen piruetas que son propias del ballet, pero no del flamenco. Además se emplean saltos (Figura 15, p. 54), y gestualización que surge del contacto con la danza contemporánea (Figura 14, p. 4). A esto podemos añadir, en opinión de Juanjo Linares (Linares, 2000), una pérdida de la movilidad de caderas (balanceo y rotaciones), que caracterizaba a todo el folclore español, y que bajo los efectos del ballet clásico, hoy día practicado con mayor o menor asiduidad por todos los bailarines profesionales de cualquier tipo de danza, está dejando paso a una inmovilidad pélvica que resta plasticidad y de hecho, a veces incapacita para la realización de los gestos habituales del folclore español.

Pero los lamentos no cesan, en el proceso evolutivo del flamenco se han diluido las marcadas diferencias en el baile de hombre y mujer del siglo XIX (Figura 9, p. 40). Según Pohren (1988), la bailarina ha dejado un poco de lado el uso del tronco, brazos y manos, enfatizando su zapateado y bailando con brusquedad, para entrar en directa competición con los varones con un zapateado de alta velocidad, intrincado y exagerado, lo que resta estética a su baile. Por su parte los hombres dejan de bailar como tales, con lo que el baile flamenco, que según el autor, requiere como condición indispensable que el hombre aparezca como hombre y la mujer como mujer, se convierte en falso y absurdo. En una crítica a una actuación de la bailaora Sara Baras se podía leer: ‘La danza flamenca de Baras abusa de artificios varoniles como el zapateado y reclama mayor finura de movimientos’ (De Arantzibia, 2000). Quizá en este aspecto, el baile no sea más que, como en tantas ocasiones anteriores, un reflejo del entorno, lo que demuestra su vitalidad. Esto quizá supone la pérdida de uno de los rasgos básicos del flamenco, pero indudablemente trasluce su capacidad de adaptación a los movimientos sociales. No obstante, este cambio ‘estético’ indudablemente tiene una repercusión sobre los requerimientos técnicos y el trabajo físico a desarrollar por los bailarines/bailaores de ambos sexos.

‘Los gitanos cantan sus penas y bailan en un frenesí de alegría’, al menos eso opinaba *La Argentinita*, según menciona *La Meri* (1948), y así parece, si recordamos los primeros testimonios recogidos en el siglo XVIII; no obstante, a lo largo del siglo XX también en este aspecto se produjeron cambios, y el baile irrumpió en cotos dramáticos reservados al cante: la

## INTRODUCCIÓN



Figura 13

La influencia del ballet clásico.  
Mayte Bajo trabaja con una elevación de piernas propia del ballet clásico, situando los brazos en una pose característica del clásico español.



Figura 14

La danza contemporánea es una de las influencias más recientes que se pueden apreciar en el flamenco.  
(Manuela Vargas y Joaquín Cortés)



Figura 15

*Nereidas* de Antonio Najarro

Se trata de una pieza de clásico español (primer premio en el VIII certamen coreográfico de danza española y flamenco, 1999) en la que se observan saltos, que suponen una nueva incorporación al flamenco y a la danza española, puesto que en principio le son ajenos.

seguiriya, la caña o el martinete (Manfredi, 1983). Según Caballero (1988), el baile, para los gitanos, siempre se ha asociado a fiesta, de modo que todos los bailes que surgen fuera del tonco “festerio” responden más a la creación personal que a la tradición (salvo para tangos y bulerías), aunque en teoría todos los cantes sujetos a un determinado ritmo pueden ser ejecutados como bailes.

Actualmente, el bailaor es un intérprete profesional con unos afanes y una situación social diferente a la de los inicios oscuros. El artista flamenco goza del reconocimiento nacional e internacional equiparable al de otros artistas, trabaja en teatros y escenarios reservados para las grandes formas del arte escénico. El cine se ha acercado al flamenco en diversas ocasiones, siendo quizá su mayor exponente Antonio Gades, que participa como bailarín y coreógrafo en películas como ‘Los Tarantos’ y ‘El Amor Brujo’, de Francisco Rovira Beleta, y ‘Bodas de Sangre’ y ‘Carmen’ de Carlos Saura. Este director de cine, realiza además otras dos películas con carácter documental, ‘Sevillanas’ y ‘Flamenco’, interesan tes documentos donde se recogen diversos aspectos del baile andaluz actual. Existen asociaciones, publicaciones periódicas y una más o menos extensa bibliografía dedicada al tema, así como el reconocimiento oficial manifestado no sólo a través de subvenciones, como ya se mencionó, sino con la admisión del flamenco en el ámbito universitario, y la creación de cátedras, como la Cátedra de Flamencología de Jerez de la Frontera. A nivel internacional, se desarrollan festivales como el reciente Festival Flamenco USA 2002, celebrado en Nueva York, Boston y Washington, que en su segunda edición se inició con el cartel “sold out” en la puerta de los teatros (Matamoros, 2002). Es cuando menos curioso encontrarse con revistas escritas especializadas tales como: The Journal of Flamenco Artistry (Santa Mónica, EEUU), ¡Anda!: Zeitschrift für Flamenco/Flamenco vivo (Múnster, Alemania), Paseo (Japón), Contratiempo. Magazine de flamenco y danza española (Buenos Aires, Argentina) y Flamenco International Magazine (Londres, Inglaterra). A estas habría que añadir las páginas www dedicadas seriamente al tema en Internet, siendo un buen portal [http://dir.yahoo.com/Arts/Performing\\_Arts/Dance/](http://dir.yahoo.com/Arts/Performing_Arts/Dance/). Todo ello no es un cúmulo de datos, sino la expresión del interés que actualmente despierta el flamenco.

El artista flamenco hoy día ha salido de la indigencia, y con ello del marco originario del flamenco, de forma que el flamenco ya no puede tener la función catártica antigua, al menos en su proyección pública (Caballero, 1988). Ello conlleva la renovación conceptual del



Figura 16. Antonio Márquez



Figura 17. Mayte Bajo



Figura 18. Compañía de Elvira Andrés en *Bodas de sangre*

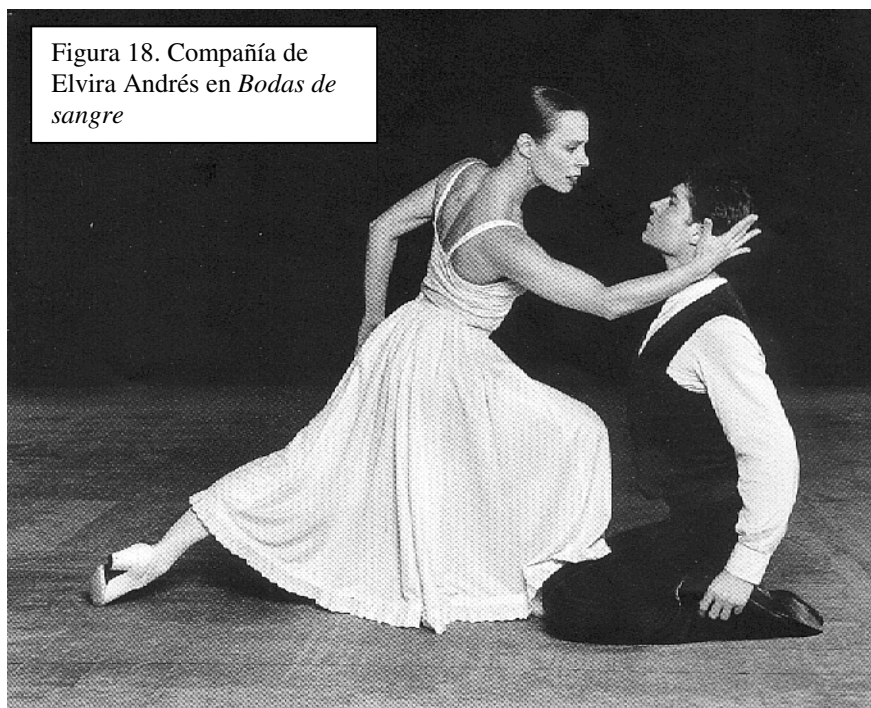


Figura 19. Manuela Vargas en *Medea*



Figuras 16-19: El flamenco y el clásico español son bailes de gran fuerza expresiva, para ello el bailarín/bailaor de ambos sexos, emplea todo el cuerpo: el tronco, extremidades superiores e inferiores, incluidos pies y manos, cobrando gran importancia la gestualización facial y la mirada.

flamenco, que actualmente puede adoptar otros papeles, frente a la función antigua de mero desahogo.

El hecho de que el propio BNE haya celebrado sus 25 años de existencia, a pesar de los avatares y vaivenes sufridos, da idea de la madurez que ha alcanzado la danza española, y su capacidad de proyección como arte escénico.

### 3.2. ENSEÑANZA Y APRENDIZAJE DE LA DANZA ESPAÑOLA

Desde el siglo XVII tenemos constancia (Esquivel, 1642) de la existencia de escuelas de danza, aunque las múltiples actividades que se realizaban alrededor de la danza, como ya vimos, las aproximaban más a centros de reunión social para varones de clase acomodada, que al concepto que actualmente tenemos de una academia de danza.

Las academias de danza como centros de entrenamiento y perfeccionamiento técnico, aparecen en el siglo XVIII en relación al aprendizaje de la compleja escuela bolera, y tenemos constancia de ello a través de dos textos de la época, ambos irónicos, el ya mencionado “Crotalogía o Ciencia de las Castañuelas” de Francisco Agustín Florencio (1792), y “Bolerología” de Juan Jacinto Calderón (1795), en el que se menciona como en una academia de bolero se enseñaba el taconeo (Blas y Ríos, 1990). En estos centros la enseñanza estaba ya muy estructurada, dando lugar a la danza académica en contraposición, como avanzamos en su momento, a la danza improvisada y espontánea, representada por el folclore y cuyo mayor exponente es el flamenco. Desde mediados del siglo XIX, las academias de baile proliferan y están plenamente establecidas (León, 1990). En la época de los cafés cantantes, estos funcionaron también como escuela donde los más jóvenes aprendían de los veteranos (Casado, 1995).

Sin embargo las academias de baile siempre se han considerado negativas para el libre desarrollo del baile popular, aunque hayan sido muy beneficiosas y hasta imprescindibles para la creación de nuevos estilos, estableciéndose en ellas, por ejemplo, los cimientos sobre los que se desarrollaría el ballet español (Del Río, 1993). De hecho, *La Argentina*, a la que se atribuye la creación del ballet flamenco y la danza estilizada, era hija de artistas, sus padres poseían una academia de danza en la que ella pasó su infancia, y su repertorio inicialmente se componía de Bailes de Escuela (Martínez de la Peña, 1995a), que posteriormente ella fue

fusionando con el flamenco. Antonio, que marcó una larga época del ballet flamenco y la danza española, tenía también una sólida formación académica, había estudiado bailes flamencos en Sevilla, ciudad en la que nació, y escuela bolera con Pericet (Martínez de la Peña, 1995b).

Según menciona *La Meri* (1948), en opinión del bailarín José Otero, hacia 1870 en Sevilla, en los barrios de Triana, San Bernardo o La Macarena nadie bailaba “por lo fino”, considerándolo una estupidez y prácticamente un insulto; sin embargo en 1928, todo el mundo prácticamente había adquirido técnica de baile y se había perdido la espontaneidad de las antiguas fiestas.

No obstante, en el aprendizaje de la danza española ha tenido siempre una gran importancia la transmisión popular, y sigue ocurriendo así hoy día, sobre todo en el flamenco. Según Caballero (1988), desde los inicios conocidos del flamenco en el último tercio del siglo XVIII hasta nuestros días, el aprendizaje ha sido doméstico, conservando cada casa o clan una tradición común que ha matizado. Para el artista gitano, la única escuela es su propia casa, donde, según su capacidad, recoge unas claves expresivas transmitidas de padres a hijos. Así describe la gran bailaora Carmen Amaya su proceso de aprendizaje: “Papá se empezó a dar cuenta de lo mío sobre mis cinco años. Él cogía la guitarra y yo me ponía a bailar. Me decía: no, eso no, hazlo otra vez, así, eso; está bien, o está mal, o no entras a compás. Todas las cosas las sacaba yo. Sin enseñarme ningún paso de baile fue él el que me enseñó. El saber bailar se lo debo a mi padre.” (Espada, 2000, p. 80).

Dice el bailaor/bailarín y coreógrafo Javier Latorre que “la técnica no es un fin sino un medio en manos de quien la posee. Por tanto, con toda la ironía posible, pido a los que piensan que la técnica puede quitarte alma, que le pregunte a Paco de Lucía cómo fue capaz de cambiar su alma por su técnica.” (Latorre, 2001, p. 47). Actualmente los bailarines y también los bailaores, siguen estudios académicos, independientemente de lo que puedan aprender en su propia casa. De hecho ya no es extraño el bailaor de flamenco que además estudia ballet clásico o danza contemporánea, u otros tipos de danza (jazz, tap, bailes de salón, etc), precisamente con el afán de ampliar sus posibilidades artísticas, y laborales.

Los estudios se realizan en escuelas públicas o privadas. Las públicas dependen del Ministerio de Educación y Ciencia. En Madrid hay dos escuelas públicas: el Real Conservatorio Profesional de Danza (R.C.P.D.) y el Conservatorio Profesional de Danza

(C.P.D.), siguiendo desde el curso académico 1995-96 el plan de estudios fijado por la L.O.G.S.E. (Pozo, 1996). Paralelamente se desarrolla el sistema de estudios de ADE y ACADE, ambas asociaciones integradas por escuelas de danza de carácter privado. Tanto las escuelas públicas como las privadas integradas en ADE y ACADE ofrecen al alumno una titulación final, en el caso de la enseñanza pública, ha sido homologada a efectos de docencia para impartir Grado Elemental y Grado Medio de danza (B.O.E., 1999a). Actualmente se ha puesto en marcha el Grado Superior de Danza “equivalente a todos los efectos a Licenciado Universitario” (B.O.E., 1999b, p. 34662), regido por la L.O.G.S.E., y que en la Comunidad de Madrid contempla la especialidad de Pedagogía de la Danza con las opciones de Danza Clásica, Danza Contemporánea, Danza Española y Baile Flamenco, y la especialidad de Coreografía y Técnicas de Interpretación de la Danza, con la opciones de Coreografía y de Interpretación, ambas a su vez con dos líneas, Danza Clásica-Danza Contemporánea y Danza Española-Flamenco (B.O.C.M., 2002).

Aparte, o en estos mismos centros, se desarrolla la enseñanza destinada a los profesionales, el equivalente al entrenamiento de las actividades deportivas, cuyo fin no es obtener una titulación, sino el óptimo grado de desempeño físico. De hecho la titulación es algo secundario, puesto que en una audición (el “examen práctico” al que se ve sometido un bailarín para entrar en una compañía) hasta la fecha, nunca se ha pedido un título. Por lo tanto el buen hacer en la danza no se valora por una titulación académica, sino por una buena formación académica demostrable sobre el escenario. En el caso de la danza española actualmente se requiere un buen dominio del zapateado (ya sea flamenco o clásico español), adornado con un correcto braceo, en el caso de las mujeres, y un también correcto manejo de los palillos. En menor medida, se exige el dominio de la escuela bolera y el folclore. El ballet clásico, debido a la tendencia actual hacia el alargamiento de la línea estética, es decir, la estilización, se está convirtiendo en una disciplina indispensable para el que quiere hacer clásico español, aunque sólo sea una ventaja para el que quiere hacer flamenco (Lalagia, 1985).



## VESTIMENTA TRADICIONAL DE LOS AÑOS 1880 EN ESPAÑA



Figura 20  
Granjero rico, con chaleco y pantalón ajustados y con botines de piel negra.  
Otro granjero lleva alpargatas.

Figura 21  
Campesinos gallegos  
con sus trajes de fiesta  
durante una celebración



Figura 22  
Mujeres con vestidos de fiesta y zapatos de piel de  
diverso tipo: chapines y zapatos con tacón alto.

### 3.3. INDUMENTARIA: CALZADO

La opinión común es, que originariamente la indumentaria en la danza española era la misma que se utilizaba para las faenas diarias o las celebraciones. En las danzas cortesanas del siglo XVII, el vestuario y calzado era el que los cortesanos empleaban en su vida diaria (Figura 4, p. 25): pesados ropajes y zapatos de tacón bajo en ambos sexos. Cuando estos mismos cortesanos participaban en los espectáculos de los Ballets de Corte, según Elvira (2001), seguían usando su indumentaria cotidiana, sólo que con mayor riqueza de adornos. Para esta autora, en el siglo XVIII el vestuario y calzado adoptado para danzar sigue siendo el de uso cotidiano, empleando las mujeres zapatos.

Es muy probable, en opinión de Mederos (1996), que el primer gitano que subió a un tablao a cantar o a bailar con su traje corto, no lo hiciera porque era su traje de baile, sino su traje de faena, de uso diario. De hecho en palabras de Juan Francisco Peyron (Navarro, 1995), en su libro ‘Nuevo viaje a España’ escrito en el siglo XVIII, como se indicó con anterioridad, los danzantes de flamenco “se arreglaban con muy poco gasto” y la indumentaria debía incluir calzado con tacón, puesto que el autor habla de “taconazos, sucesivamente medidos y rápidos”.

Actualmente se estarían utilizando como trajes de baile, réplicas de los trajes de uso habitual en la época en que el flamenco se dio a conocer: pantalón ajustado, chaquetilla corta, sombrero de ala, camisa bordada, botas enterizas (Mederos, 1996). Refiriéndose concretamente al calzado, Juanjo Linares (Linares, 2000) opina que el calzado para bailar folclore es el mismo que se usaba el siglo pasado con pequeñas modificaciones: alpargata, chapín...el mismo calzado con que trabajaban o iban de fiesta era empleado luego para bailar. Continúa este experto comentado que hoy día el bailarín, para su trabajo profesional, está usando ese mismo calzado con pequeñas modificaciones (Compárese la Figura 3, p. 25, en la que aparece un grupo profesional de danza bailando una Muñeira, con la Figura 21, p. 60, que reproduce los trajes de fiesta gallegos del siglo XIX). En el libro ‘Le Costume Historique’ de Racinet, editado en 1888, y reeditado recientemente (Racinet, 1990), en la sección de trajes tradicionales de los años 1880 (p. 240-313) se recogen los trajes utilizados en la vida cotidiana o en festividades en los distintos países que constituían Europa en aquella época. En la parte dedicada a España, y en lo referente al calzado vemos que en general las mujeres a finales del

siglo XIX cuando usan zapatos, estos solían ser abiertos y de tacón bajo (Figura 22, p. 60), aunque también algunas utilizan tacón alto. En cuanto a los hombres, cuando usan zapatos eran de hechura variada (abiertos, atados, con hebillas) y bajos, pero puede observarse a un granjero rico que muestra un chaleco, pantalones ajustados de merino negro y botines abotonados de piel negra (Figura 20, p. 60), que se asemeja a la indumentaria clásica utilizada en el flamenco. En esa misma ilustración observamos a otro granjero, que suponemos pobre, y va con alpargatas, por otra parte comunes en la vida cotidiana de la época.

Actualmente en la danza española se emplean diversos tipos de calzado, pero en cualquier caso, salvo las zapatillas denominadas de media punta (Figura 5, p. 28), cuyo origen está en el ballet clásico, el calzado empleado para este fin está más próximo al de calle que al deportivo.

Las alpargatas, usadas en el folclore, por ejemplo en la jota, con la suela de esparto, el corte de tela y fijadas con cintas a los tobillos, conservan, debe ser por su origen humilde, la semejanza para ambos pies. Dice Jesús Pardo (Pardo, 1998) en su libro ‘Zapatos para el pie izquierdo...’, que hasta 1818 no aparecieron las hormas que distinguían entre pie derecho e izquierdo, y hasta mediados del siglo XIX no se extendió su uso, lo cual según el autor “quiere decir que el proletariado europeo siguió llevando zapatos intercambiables hasta casi entrado el siglo XX” (Pardo, 1998, p. 45).

La zapatilla de media punta se emplea para bailar escuela bolera. A pesar de no tener un origen proletario, ocurre lo mismo que en el caso de las alpargatas: no existe pie derecho, ni izquierdo. Se trata de un calzado tipo escarpín, hecho en tela o piel fina, sin suela ni mediasuela, con unas almohadillas plantares de cuero y sujeto al empeine mediante una o varias gomas elásticas de 1 cm de ancho, lo que junto con las costuras que presenta en el corte, hace que se adapte perfectamente al pie permitiendo que se dibuje su silueta, algo de gran interés estético, tanto en bolera como en ballet clásico (Figura 5, p. 28).

Pero cuando se va a percutir contra el suelo, es necesario utilizar un calzado con suela y tacón. Según Espada (1997, p. 294) “tanto en el hombre como en la mujer, el tacón en el calzado que utilizan es el elemento básico y común del baile flamenco por la unidad y fuerza que transmite en su expresión”. De este modo, en el flamenco utiliza zapatos la mujer y botines el hombre. En la mujer “conviene que el zapato esté ajustado al pie o sujeto con una trabilla para que no se salga al realizar los zapateados. El tacón debe ser grueso, para que

pueda golpear fuerte sin quebrarse”, y el hombre necesita “unas botas cerradas con algo de tacón para marcar bien los zapateados” (Martínez de la Peña, 1969, p. 140). En clásico español, además de este tipo de zapato, se emplea el chapín, también llamado zapatito español o zapatito goyesco (Figura 11, p. 41) cuando la pieza a interpretar es de marcado estilo goyesco o cuando hay una combinación de pasos algo saltados y algo zapateados, ya que este zapatito es más flexible y permite saltos y elevaciones alternando con algún golpe o pequeño zapateado (Del Río, 1993).

El calzado empleado en el zapateado del flamenco y clásico español comparte algunas características con el usado en otras danzas de percusión no españolas (Novella, 1987), como danzas de carácter, folclore (por ejemplo irlandés) y *tap* o claqué.

La horma o molde sobre el que se hace el calzado tiene una estructura tridimensional que va a determinar su forma (Janisse, 1992; Frey 2000 ), no sólo en lo referente a la suela, sino también a su parte superior. Como la mayoría de los pies se inclinan hacia dentro, la hormas suelen tener un ángulo de inclinación interno, que es el formado por la línea longitudinal que divide el talón por la mitad y la línea que une el punto medio de talón con punto medio de la puntera (Goonetilleke y Luximon, 1999), en la mayoría del calzado oscila entre 6-12° y en el calzado deportivo suele ser de 7° (Frey, 2000). En los zapatos de español, dicho ángulo es de 7°. Además utilizan la horma combinada: rígida desde talón hasta las cabezas metatarsianas, y flexible en antepié, siendo la unión entre ambas partes igualmente flexible, lo que facilita, lo mismo que en las zapatillas deportivas (Kulund, 1990), que la suela se doble por ese punto, permitiendo la dorsiflexión de las articulaciones metatarsofalángicas, y apoyarse sobre los dedos con menos fatiga, lo cual es de gran interés para el bailarín durante los desplazamientos y el zapateado.

El corte, o zona del calzado que recubre el pie (Martorell cols., 1989), en el calzado para danza española tradicionalmente es de piel, curtida o vuelta, variando la flexibilidad según las marcas. En el caso del hombre recubre todo el pie, en el caso de la mujer el dorso queda al aire y cubriendo sólo dedos y raíz de los mismos, ambos laterales del pie y talón.

Clásicamente la mujer mantiene sujeto el zapato mediante una trabilla o una goma y el varón mediante la propia piel del corte, ya que el botín no presenta cordones, sólo unas gomas a ambos lados de la caña que permiten la entrada del pie al calzarse y que luego quede ajustado al tobillo. Una de las premisas de este calzado es que se adapte al pie “como un



## CALZADO ACTUAL EN LA DANZA ESPAÑOLA PARA “DANZAS DE ZAPATO”



Figura 23

Zapatos (de mujer) para flamenco y clásico español. Obsérvese la forma de la puntera (poca altura en sentido sagital, con forma cónica), la altura del tacón (4 cm en la parte delantera, y 5,7 cm en parte posterior) y la utilización de una trabilla (en este caso una goma de 1cm de anchura) como medio de sujeción al empeine.



Figura 24

En esta figura se pueden observar con más detalle los aspectos señalados en la Figura 23, y además la convexidad de la suela, en sentido antero-posterior y medio-lateral: la puntera se eleva en su parte anterior 1 cm sobre el suelo.



Figura 25

Se observan las tachuelas clavadas en puntera ( $\approx 70$ ) y tacón ( $\approx 60$ ) que permiten obtener un sonido nítido durante el zapateado.

Figuras 23-25

El calzado utilizado en las “danzas de zapato”, flamenco y clásico español, está diseñado para darle sonoridad al zapateado, pero su aspecto es más próximo al calzado de calle. En el caso de la mujer se parecen más a los llamados “zapatos de salón”, o técnicamente “Carlos IX” “con un lazo (Lelièvre y Lelièvre, 1987), que al calzado utilizado en actividades que requieren esfuerzo físico intenso, deportivas o laborales.

guante”, tanto por motivos estéticos, con el fin de que se dibuje la silueta del pie durante los zapateados, como para evitar que el propio pie se desplace dentro del calzado, haciendo de este modo seguros y cómodos los desplazamientos y el propio zapateado, por violento que éste pueda llegar a ser.

La puntera es cónica y ligeramente asimétrica, baja en altura (Figura 23, p. 64), y presenta un refuerzo interior que aumenta su rigidez y evita que se deforme en la zona de los dedos. La piel de la pala, o porción del corte que recubre el empeine (Janisse, 1992), es blanda en la zona correspondiente a articulaciones metatarsófalángicas, permitiendo su movilidad. En el zapato de mujer lleva un refuerzo dorsal cosido en la parte correspondiente a la raíz de los dedos, lo que añade rigidez al ‘èscote’ del zapato. En los zapatos de español existen distintas anchuras de pala, que comúnmente se clasifican de menor a mayor en pala A, B, C o D.

El contrafuerte es perpendicular a la cara plantar del talón. Se extiende por su parte interna y externa hasta el final de la caña, y no está acolchado en la zona que contacta con el tendón de Aquiles. De hecho, el zapato femenino lleva un ribete de piel bordeando el corte con el fin de reforzarlo y que en definitiva aumenta la rigidez de su borde libre.

En el interior este calzado lleva una fina plantilla de piel, con un pequeño almohadillado en talón, que no es extraíble, y va pegada a la mediasuela. La mediasuela es la estructura de material resistente situada entre la plantilla y la suela, que va unida a ambas (Kulund, 1990; Frey, 2000). Proporciona absorción de impactos, sustentación, protección y control. En este caso el material del que está hecha es caucho o similar.

La suela, que es la parte que contacta directamente con el terreno (Kulund, 1990), se compone de talón, que es estrecho, y más aun en el zapato de mujer; caña, correspondiente a mediopié; y parte anterior ancha, que alberga a antepié y dedos (Figura 25, p. 64). Suele ser de caucho. En el talón lleva un tacón ancho que en el caso del zapato profesional de mujer es de aproximadamente 5 cm de altura, pudiendo llegar a 7 cm. En el botín del varón es más ancho y generalmente más bajo. Tanto en tacón como en puntera, la suela lleva clavadas 60-70 tachuelas, que son las que proporcionan la sonoridad característica durante el zapateado, y distinguen al zapato de danza española de otros calzados de percusión utilizados en danzas de carácter o en claqué, que llevan chapas metálicas clavadas en tacón y puntera, en vez de tachuelas.

Podríamos decir que el calzado profesional para el zapateado está diseñado para la actividad en que va a ser empleado, uno de los rasgos imprescindibles del calzado deportivo (Janisse, 1994), pero es esencialmente rígido, predomina la contención, permitiendo un grado amplio de movilidad sólo en metatarsofalángica. Es muy ceñido, y sigue en su construcción las normas tradicionales empleadas en el diseño del calzado de uso corriente.

### 3.4. TÉCNICA DE BAILE EN LA DANZA ESPAÑOLA

El folclore, la escuela bolera, el flamenco y la danza estilizada presentan unos rasgos técnicos en su ejecución que permiten, precisamente, clasificar la danza española en cuatro estilos. En este apartado nos ceñiremos a las características del flamenco y la danza estilizada, ya que son las formas más practicadas actualmente, presentando además, unos rasgos comunes.

Simplificando, se puede decir que las danzas de zapato se caracterizan por el empleo de la torsión de cintura para arriba, mientras que de cintura para abajo, el trabajo de extremidades inferiores se concentra en el zapateado. Dice Espada (1997) que la técnica es para todo, el arte de cintura para arriba y la fuerza de cintura para abajo.

La torsión es por lo tanto, una característica tan básica en estas danzas como pueda serlo el zapateado. Se emplea de forma constante, incluso en el caso del hombre a pesar de mantener una actitud hierática, y eso es precisamente lo que proporciona esa gran plasticidad al flamenco y su estilización, “existe en todas las figuras una imperceptible pero total asimetría y es corriente la posición de marchar hacia los lados, con las piernas y la cabeza dirigidas en este sentido, mientras el cuerpo se mantiene en posición frontal” (Espada, 1997, p 293) (Figuras 7, p. 40; 9, p. 40; 12, p. 41; 17, p. 56). La torsión del tronco, los giros y convulsiones son comunes a ambos sexos, al tiempo que los movimientos ondulantes y el vaivén de caderas son propios sólo de las mujeres. Los miembros superiores se flexionan, extienden y rotan a través de hombro, codo y muñeca en ambos sexos, y en las mujeres, además participan las manos.

Sobre el cuerpo que mantiene estas actitudes torsionales, actúan las vibraciones e impactos provenientes de ambos extremos corporales: palillos y palmas en miembros superiores, y zapateado en miembros inferiores.

Como ya sabemos, uno de los rasgos más peculiares que caracteriza concretamente al flamenco y al clásico español, es el uso del zapateado que consiste en una percusión rítmica del pie (envuelto en un zapato o en un botín) contra el suelo. El zapateado flamenco, ha ido incrementando su presencia a lo largo del siglo XX, de modo que si al principio aparecía sólo en ciertas piezas y era más propio del varón (Blas y Ríos, 1990), hoy día se intercala en la mayoría de los estilos, y a partir de la gran influencia que supuso Carmen Amaya (1913-1963), el zapateado es tan importante para la bailarina/bailaora como para bailarín/bailaor.

Los primeros esbozos del zapateado de los que hay constancia, datan del siglo XV, como ya se indicó, y en el siglo XVI Cervantes y Quevedo dejaron constancia de la existencia del zapateado (Espada, 1997). El zapateado tuvo definición propia en el siglo XVII, aunque su desarrollo técnico y artístico fuera posterior (Blas, 1995). Si recordamos, Juan Francisco Peyron en 1772-1773 (Navarro, 1995) habla de “taconazos” medidos y rápidos que forman un “acorde encantador”, del mismo modo que hay constancia de la enseñanza en 1795 del taconeo en una academia de bolero (Martínez de la Peña, 1969). Existía en esta época un baile llamado Zapateado, caracterizado por pasos a ras de suelo, llenos de redobles y repiqueteos, los bailaba una persona sola que podía acompañarse a sí misma con la guitarra (Blas, 1995), y era un baile vivo y gracioso realizado principalmente por mujeres (Espada, 1997). Pero con la subida a los tablaos, quizá por la sonoridad y la facilidad en la percusión, el zapateado adquiere un gran impulso, aunque también cambia. En esta época son los hombres los que más lo practican: los pies marcan filigranas y el tronco permanece inmóvil. El zapateado se convierte en la técnica básica de todos los bailes flamencos, así además de en el propio Zapateado, se introduce en la farruca, soleares y alegrías. Sube a un escenario teatral ya en 1847 con el “Zapateado de la gitana” en el teatro Liceo de Barcelona (Del Río, 1993) y en 1853 al teatro Hércules de Sevilla, donde *El Xerezano* baila un zapateado “de primera” (Casado, 1983). En esta “época de oro” del flamenco aparecen las primeras figuras del zapateado: Pepita Vargas, a la que se atribuye su introducción en los tablaos (Hortal, 1986), *El Estampío*, *El Raspao*, Enrique *el Jorobao*, Antonio *el Pintor*, *Frasquillo*, Joaquín *el Feo* que es uno de los primeros en alargar los bailes con zapateado, *El Mojigongo* y *La Macarrona*.

En los artículos escritos en 1892 por el poeta malagueño Salvador Rueda en la revista “Blanco y Negro” se encuentran dos ejemplos que corresponde a cada tipo de zapateado (Rueda, 1983), que evidentemente en aquella época todavía coexistían. En “Casorio y

Zambra” (23-10-1892) describe la fiesta acompañante a una boda gitana. En concreto el baile de la novia se compone de contoneos, movimiento de brazos, cabeza y giros, aunque el baile lo inicia con unos paseos adelante y atrás en los que ‘libra y trenza con la punta de los pies una a modo de gitanesca cadeneta, en cuyo tejido entran los golpecillos dados sobre tierra” (p. 49), que se correspondería con el antiguo zapateado. En ‘Zapateado” (7-2-1892) Concha *La Carbonera*, una bailaora profesional, zapatea en el tablao ‘el Burreño” de Sevilla, con gran algarabía del público, que participa con palmas, jaleos y piropos. Según describe Rueda, el zapateado se acompaña de movimiento de manos, brazos, caderas, miradas y paseos delante y atrás del tablao, hasta aquí igual que el anterior, pero llega a ser ‘vigoroso y rápido” (p. 16), y de talón y de puntera: ‘repicadillo de contrafuerte y golpes de puntera” (p. 14), lo que apunta al zapateado más moderno.

Progresivamente se va desarrollando mayor actividad en los pies. Actualmente se intercala prácticamente en todos los estilos, rivalizando hombres y mujeres en su ejecución y convirtiéndose en la parte dominante del baile, restando importancia al resto. Se llega a alargar en exceso, incluso prescindiendo de la música, para convertirse en protagonista: ‘el baile queda reducido a la sola ejecución de efectos sonoros con los zapatos” (Martínez de la Peña, 1969, p. 54).

La dificultad del zapateado estriba en conseguir claridad y limpieza de sonido (Borrull, 1965). Como decía Vicente Escudero en su decálogo, la variedad de sonidos tiene que ‘salir del corazón” (Manfredi, 1983), sin el uso de aditamentos externos que mejoren la sonoridad. Pero además del corazón, la corrección técnica ayuda, como veremos más adelante. Así se han conseguido niveles de ejecución que llegan al virtuosismo, como en el caso de Antonio, que dejando los fuertes taconazos, utilizó un juego de puntas y tacones suave y limpio en aras de la sonoridad más que de la fuerza, y transformó el zapateado en obra culta (Martínez de la Peña, 1995b); así, en la interpretación danzada del martinete baila al ritmo del martillo “con redobles eléctricos” (p. 20). El zapateado además se utiliza para la expresión de sentimientos, como se mencionó en el caso de ‘Medea”.

Estos rasgos son los que separan al zapateado del resto de percusiones danzadas, tanto danzas primitivas en las que predomina el golpe del pie contra el suelo, como formas de danza evolucionadas donde lo principal es el ritmo, por ejemplo los bailes tradicionales irlandeses o el más moderno claqué. Pero el flamenco, que sigue siendo, a pesar de la hipertrofia del

zapateado, algo más que percusiones, cuenta con un rico juego expresivo en el que participa todo el cuerpo, como ya se mencionó, principalmente mediante la torsión, que sirve de apoyo a un refinado juego de percusiones con pies y manos.

En el flamenco, el golpe del pie contra el suelo tiene tres estilos que corresponden a tres etapas culturales distintas (Martínez de la Peña, 1969; Martínez de la Peña, 1989; Espada 1997):

-Desplante: tiene un carácter temperamental e instintivo. Se trata de una serie de golpes fuertes del pie, dados contra el suelo sin ningún refinamiento ni matiz, pero acorde con el ritmo. Este paso es habitual en culturas primitivas, en las que se practica de forma monótona, en el flamenco se usa como remate de otros pasos: el punteado, el zapateado, o del propio baile. A pesar de lo rudimentario, hoy día está muy en boga.

-Punteado: juego suave de pies, que se ejecuta sin ruido, bien caminando acompasadamente siguiendo la melodía de la música y haciendo figuras de adorno (paseos), o cruzando y entrelazando los pies (mudanzas) mientras el interés se centra en brazos, cuerpo y cabeza. Se corresponde con el baile propio de la mujer en la “edad de oro del flamenco”, ese zapateado antiguo del que se habló con anterioridad.

-Zapateado o taconeo: consiste en el golpeado rítmico de todo el pie contra el suelo incluidos los talones (Lalagia, 1985). Blas y Ríos (1990) definen el taconeo como la parte del zapateado en que sólo el talón da golpes secos y abiertos, y Martínez de la Peña (1969, p. 56) habla de zapateado o taconeo indistintamente, “...es el paso más característico del baile flamenco. Consiste en un juego sonoro que se efectúa por la percusión de las puntas y tacones de los zapatos contra el suelo [...] es la parte del baile donde se despliegan al máximo las facultades físicas y ritmicidad del artista”.

El punteado, desplante y zapateado se deben combinar para que el baile sea flamenco puro, si falta alguno, entramos en la deformación del flamenco.

Las posiciones básicas de los pies durante el zapateado son cinco (Martínez de la Peña, 1969) que combinadas en duración e intensidad, dan esa gran variedad sonora y un número

## POSICIONES BÁSICAS DE LOS PIES EN EL ZAPATEADO

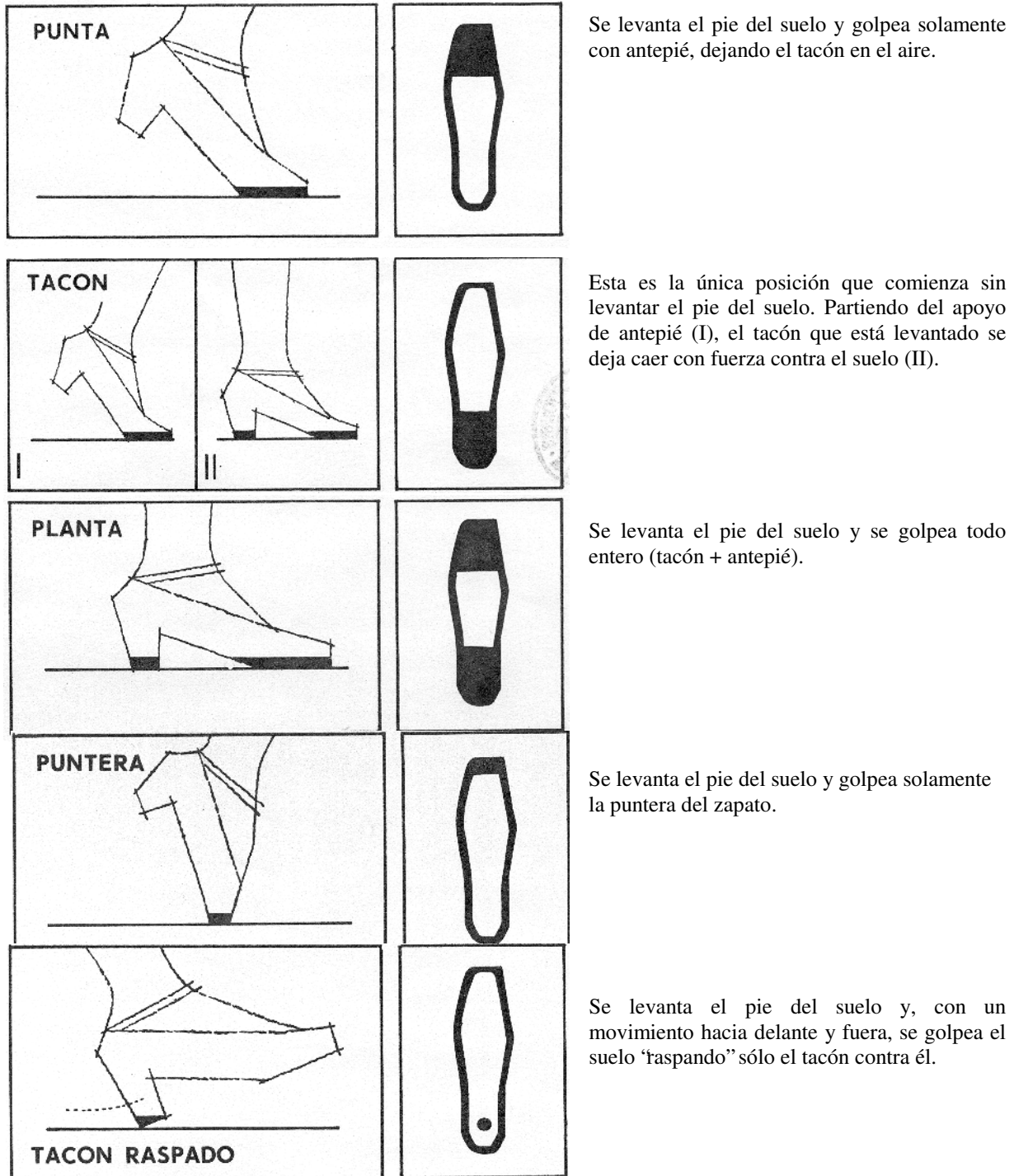


Figura 26

Las posiciones básicas de los pies son cinco, y mediante la combinación de todas ellas se producen los diversos pasos del zapateado

infinito de pasos. Existe una evidente falta de unanimidad en la nomenclatura de dichas posiciones. A continuación aparece la clasificación propuesta por Martínez de la Peña (1969), y entre paréntesis, la utilizada por otras autoras (Contreras, 1987; Espada, 1997), así como la empleada habitualmente durante las clases de flamenco y clásico español. Como podrá observarse, atendiendo sólo a esta clasificación, salvo que se esté versado en el tema la confusión está garantizada, por lo que, en caso necesario, la Figura 26 (p. 70) puede resultar de gran ayuda para entender de qué posiciones se compone el zapateado:

- Punta (primera posición, media planta, semiplanta, planta, redoble de media punta): el pie golpea el suelo sólo con antepié.
- Tacón (segunda posición, tacón ligado): desde la posición de punta se deja caer con fuerza el tacón sobre el suelo. El antepié apoya completamente y el talón se levanta ligeramente del suelo (Figura 11, p. 41).
- Planta (tercera posición, golpe, golpe plano): se levanta el pie del suelo y se golpea con él al completo.
- Puntera (cuarta posición, punta, punteado): se golpea el suelo con la puntera del zapato.
- Tacón raspado (quinta posición, tacón al aire, tacón fuera): se golpea el suelo raspando con el tacón hacia delante.

Contreras (1987) añade una posición más, que también es estudiada como tal en algunas academias de danza, es la llamada planta-tacón, que sería la ejecución de punta ligada con tacón.

Como norma general a todas las posiciones, el pie debe golpear con fuerza sobre el suelo, de forma que produzca un sonido limpio al chocar contra él (Martínez de la Peña, 1969; Contreras, 1987). La cabeza mira hacia el pie que trabaja con mayor intensidad (Espada, 1997).

Todas estas danzas que incluyen zapateado requieren que los pies miren al frente (Blas, 1995), en contraposición con el ballet clásico, en que se busca una rotación externa en miembros inferiores lo más próxima posible a los 180°. La posición de los pies durante la danza de zapato y el zapateado se aproxima a la fisiológica (Figuras 6, p. 28; 7, p. 40; 16, p. 56).



## INTRODUCCIÓN

Aunque en flamenco no hay normas al respecto, en clásico español la relación de los pies entre sí está estructurada en posiciones, descritas a continuación basándose en los criterios de Lalagia (1985):

- primera posición: partiendo de ambos pies juntos y mirando al frente, la primera posición es aquella en que se abren ligeramente los pies y quedan talones juntos.
- segunda posición: manteniendo la angulación de la primera posición, se separan ambos talones una distancia equivalente a la longitud de un pie.
- tercera posición: el talón del pie situado delante roza la cara interna del pie situado detrás, a la altura del arco plantar interno.
- cuarta posición: conservando una angulación natural se sitúa un pie delante de otro sin tocarse
- quinta posición: conservando la angulación natural de los pies, el talón del pie de delante roza contra los dedos del pie de detrás.
- planta natural: partiendo de una cuarta posición, el pie de delante se apoya sólo sobre antepié, cargando el peso sobre el miembro inferior que está situado detrás.

La primera y segunda posiciones se asemejan al triángulo de sustentación definido por Lèlievre y Lèlievre (1987), y la angulación mantenida en pies es similar a la considerada como normal por Staheli y cols. (1985) en el ángulo del paso, que oscila entre  $-3^\circ$  de rotación interna y  $+20^\circ$  de externa, estimando el valor medio como  $+10^\circ$ .

Estas posiciones se mantienen distribuyendo el peso del cuerpo entre los dos pies, salvo para la planta natural. Los miembros inferiores conservan la relajación y el tronco permanece erguido, pero sin tensión.

Los movimientos de miembros inferiores durante el zapateado, se realizan de forma relajada y dirigiéndolos con fuerza hacia el suelo, lo cual diferencia claramente estas danzas de zapato del ballet clásico en el que predominan los movimientos de alargamiento y elevación (Figuras 10, p. 41, y 13, p. 54). Durante la ejecución de los distintos tipos de golpe hay que cambiar la carga de peso rápidamente de un pie a otro, y mantener alternativamente el equilibrio: se apoya de forma monopodal sobre un pie mientras el otro golpea, o incluso el propio pie, que es base de sustentación, golpea. La transferencia del peso de un pie a otro y de una región plantar a otra, debe realizarse suavemente para conseguir un sonido homogéneo, especialmente cuando el zapateado es muy rápido. Durante el zapateado los pies se mantienen

lo más juntos que sea posible (talón contra talón) porque a mayor separación, según Lalagia (1985), se dificulta la transferencia de peso y el bailarín ofrece un aspecto desordenado. Para comprender el porqué de la técnica del zapateado, se hace necesario introducir en este punto algunos conceptos físicos y fisiológicos de los que posteriormente se hablará con mayor amplitud. Hay que tener en cuenta que a mayor separación entre los pies, mayor habrá de ser el desplazamiento lateral o anteroposterior del centro de gravedad corporal, al utilizar alternativamente cada pie como base de sustentación. El sistema neuromuscular coordina la acción de los músculos del tronco y de miembros inferiores (MMII) para disminuir la oscilación del centro de gravedad y mantenerlo dentro de la base de sustentación (Shumway-Cook y Bahling, 1986); los músculos empleados aplican diferentes magnitudes de fuerza sobre el suelo a través de las plantas de los pies, para evitar la tendencia del centro de gravedad a migrar fuera de la zona de equilibrio definida entre ambos pies (Kirby, 2000), por lo tanto a mayores desplazamientos del centro de gravedad (debido a mayor separación entre los pies), mayores serán las fuerzas musculares empleadas para no perder el equilibrio, y más aparentes se harán al ojo del espectador los esfuerzos, lo que ofrece un aspecto estéticamente más desordenado.

El pie golpea igualmente relajado, sin tensión ni en planta ni en dedos, empleando el propio peso de la pierna: se flexiona rodilla ligeramente, se levanta la pierna por detrás del cuerpo y se deja caer el pie hacia abajo, ayudado por la fuerza de la gravedad. No hay que intentar forzar el golpe percutiendo el suelo excesivamente fuerte, particularmente hay que evitar la tensión muscular. Existe la sensación de proyectar el peso corporal hacia abajo, pero realmente durante el golpe, la patada viene de atrás, no de arriba. Los movimientos para realizar la percusión tendrán menor amplitud a medida que aumente la velocidad de zapateado. Mientras tanto la espalda está erguida y el cuerpo no sube y baja con cada golpe, es decir, nuevamente se controlan los desplazamientos del centro de gravedad, en este caso los verticales. La reducción de los desplazamientos verticales del centro de gravedad durante la marcha se ha relacionado con una disminución de los requerimientos de energía, valorados como consumo de oxígeno (Kerrigan y cols., 2000). Al minimizar el desplazamiento vertical, lateral y anteroposterior del CDG durante el zapateado, los movimientos son más eficaces (menor gasto de energía), y proporciona estéticamente un aspecto ordenado al trabajo del bailarín (mejor coordinación neuromuscular); no podemos olvidar que estamos hablando de un arte escénico. Este es un aspecto en el que coinciden todas las formas de danza teatral como

manifestaciones artísticas, y por lo tanto estéticas, y que constituye uno de los puntos que las separa del deporte: el esfuerzo físico puede ser extremo, pero aparentemente “no existe” a los ojos del público.

Según Lalagia (1985) si la percusión se hace correctamente, el sonido será cerrado (nítido) y claro. Cuando el sonido es apagado y sordo, la causa puede estar en la tensión muscular existente en musculatura dorsal de la pierna y “agarrotamiento” de los dedos. Es imposible conseguir el sonido correcto o mantener un ritmo dado si existe tensión en los pies. Por lo tanto, el sonido obtenido, que es el objetivo final del zapateado, se relaciona con factores anatomofuncionales.

### 3.5. BIOMECÁNICA Y ANATOMÍA FUNCIONAL.

El pie es la estructura básica sobre la que asientan los pasos de cualquier tipo de danza, y envuelto en el zapato se convierte en un rico y sufrido instrumento de percusión. Es además el segmento del cuerpo que soporta nuestro peso y su apoyo en el suelo va a determinar en buena medida la disposición de los demás segmentos corporales (Lelièvre y Lelièvre, 1987).

Las funciones atribuidas al pie (Saltzman y Nawoczinski, 1995) son: carga del peso corporal, impulsión del cuerpo, absorción y disipación de fuerzas, equilibrio y protección; a las que se suma, en el flamenco o la danza estilizada, la de instrumento de percusión. La base de sustentación queda muchas veces reducida a un solo antepié o un solo talón (en los equilibrios, piruetas y durante el “zapateado” en que hay un permanente transporte de la carga corporal de uno a otro pie), y el desplazamiento corporal es simultaneado con la percusión de las diversas zonas del pie calzado (tacón, antepié, planta, puntera).

La propia versatilidad del pie, junto con la riqueza de su utilización en la danza, así como el alto nivel alcanzado actualmente por las técnicas de estudio disponibles en biomecánica, convierten a este segmento corporal en uno de los más atractivos desde el punto de vista científico.

Al recopilar datos sobre la técnica utilizada en danza española, concretamente en las formas que implican zapateado, ya sea a través de la bibliografía, siempre más fiable por su constante disponibilidad, o escuchando las enseñanzas de distintos maestros, que reflejan sus opiniones personales basadas en la propia experiencia, se percibe la importancia de la

biomecánica. Empíricamente se manejan una serie de nociones (centro de gravedad, base de sustentación, equilibrio...) que sin ser denominados así hacen referencia a los mismos conceptos físicos. El conocimiento nacido de la experiencia es precario y hay poca documentación, pero el científico al respecto es aun más escaso.

La mecánica es la parte de la física dedicada al estudio de los cuerpos en movimiento. La biomecánica estrictamente es la aplicación de las leyes de la mecánica a los procesos biológicos. En medicina se emplea la física newtoniana aplicada a humanos, y en el caso que nos ocupa, concretamente al aparato locomotor humano.

La **cinemática** es la parte de la mecánica newtoniana que estudia los movimientos de los cuerpos, sin tener en cuenta las causas o fuerzas que los producen (Viladot y Viladot 1990).

La **cinética** es la parte de la mecánica newtoniana que estudia las fuerzas que se producen durante el movimiento de los cuerpos, sin atender a las características de dicho movimiento (Viladot y Viladot, 1990), ni a la posición u orientación de los objetos implicados (Razegui y Batt, 2000). Estas fuerzas son internas, las soportadas por las diversas partes y el total de nuestro esqueleto, y externas, que son las producidas al caminar o moverse el sujeto y se transmiten hacia el suelo.

Las **Leyes de Newton** que rigen la mecánica son tres:

1. Principio de inercia: un cuerpo en reposo o movimiento uniforme permanece en este estado a menos que se aplique alguna fuerza exterior (se supone sin rozamiento).
2. Principio de independiencia de la fuerza: las aceleraciones producidas sobre un cuerpo son proporcionales a las fuerzas que las producen. La fuerza neta que actúa sobre un cuerpo es igual al producto de su masa por su aceleración:  $F=ma$
3. Principio de acción y reacción: siempre que dos cuerpos interaccionan, la fuerza que ejerce el primero sobre el segundo (acción) es igual y de sentido contrario a la fuerza que el segundo ejerce sobre el primero (reacción).

Desde el punto de vista cinético, según Viladot y Viladot (1990), el hombre se comporta como una máquina autopropulsada, las únicas fuerzas que actúan son las de la gravedad, la acción muscular y la inercia. Para iniciar y mantener el movimiento es necesario un punto fijo externo a nosotros sobre el que aplicar las fuerzas propulsoras y ese punto fijo va a ser el suelo. En cuanto al aparato locomotor, funciona como un sistema de palancas, en que

la potencia la ejerce la fuerza muscular, la resistencia la fuerza de gravedad total del cuerpo en el caso de la extremidad inferior, el punto de apoyo viene condicionado por la situación del centro de gravedad corporal, y el brazo de palanca se corresponde con la longitud de la pieza ósea en movimiento. El tipo de palanca (primer, segundo o tercer grado) depende del movimiento que se esté realizando, lo que condiciona la localización de la potencia y la resistencia respecto al punto de giro, generalmente una articulación o grupo articular.

Nos interesa saber que:

- **Masa** es la cantidad de materia de que se compone un cuerpo.
- **Fuerza** es la causa capaz de producir una aceleración o deformación en un cuerpo.  
Fuerza(F) = masa(m) H aceleración(a) (como unidad de medida se utiliza el Newton(N)).
- **Momento de fuerza** en una articulación es igual a la magnitud de la F aplicada por la distancia, en sentido perpendicular, desde la línea de acción de dicha fuerza al centro de rotación articular (Öunpuu, 1994; Fuller, 1999). El momento muscular necesario para vencer a una F externa es igual a la F generada por el músculo, multiplicada por la distancia al centro de rotación de la articulación, por lo tanto, cuanto más largo es el brazo de palanca del músculo, menos es la fuerza que tiene que hacer para resistir o superar a la otra fuerza en un par de fuerzas (Fuller, 1999). El momento articular neto, flexor o extensor, indica el grupo muscular dominante, aunque también estén trabajando los antagonistas y por lo tanto, refleja la respuesta del cuerpo a una fuerza exterior (Öunpuu, 1994). Estos momentos de fuerza también pueden ser producidos por los ligamentos y estructuras capsulares.

A veces se denomina momento de carga, en relación a las cargas que soporta la articulación y vencen las fuerzas musculares (Nissel, 1985).

- **Presión** es la fuerza ejercida por unidad de superficie. Presión(P) = F/superficie(e) (como unidad de medida se utiliza el N/cm<sup>2</sup> o el kilopascal, kPa).
- **Impulso** es la integral de la fuerza respecto al tiempo, el área bajo la curva fuerza/tiempo (Lavery y cols., 1997; Bauer y cols., 2000; Manual de uso Parotec-System®). Si una fuerza actúa de forma constante sobre un cuerpo durante un intervalo de tiempo ( $\epsilon t = t_2 - t_1$ ) se dice que ejerce un impulso igual al producto de la fuerza por la duración del intervalo: Impulso (I) =  $\mu F \times \text{tiempo (t)} = (P \times e) \times t$  (como unidad se utiliza Nxs ó Ns). El impulso es un vector de igual dirección y sentido que la fuerza.

- **Fuerza de reacción** es la ejercida por el terreno sobre el pie durante el contacto entre ambos. De acuerdo con la tercera Ley de Newton, esta fuerza es igual, pero de sentido contrario a la acción ejercida por el cuerpo al contactar con el suelo (Razegui y Batt, 2000). La fuerza de reacción tiene tres componentes: anteroposterior, lateromedial y vertical (Öunpuu, 1994). Se miden mediante diversos sistemas que mencionaremos con posterioridad y su unidad de medida generalmente son los N.
- **Rozamiento** es la fuerza que se opone al movimiento cuando un cuerpo se desplaza o intenta desplazarse en el seno de la superficie de otro cuerpo. Equivale al componente horizontal de la fuerza de reacción (Lord y cols., 1986). Sin rozamiento no existiría el movimiento puesto que no habría puntos de apoyo desde los que impulsarse. El rozamiento da estabilidad. Hay dos tipos de rozamiento: el cinético, que aparece en un cuerpo durante el movimiento, y el estático, que es la fuerza que se opone en mayor o igual magnitud a la que origina el desplazamiento. El rozamiento cinético es menor que el estático. Existe un coeficiente de rozamiento ( $\mu$ ) que es independiente del área de contacto, y que varía con las propiedades de la superficie de contacto, dependiendo de su rugosidad.
- **Centro de gravedad** o de masa corporal (CDG), es el punto imaginario en que se concentra la masa suma de los distintos segmentos corporales (Massion, 1994), también se define como el punto en que intercepta el vector vertical que proyecta desde él, con el plano horizontal (Winter y cols., 1996). Se situaría entre L5 y S1, por delante de columna a una altura del 55% de la talla total (Hernández-Corvo, 1989). Aproximadamente 2/3 de nuestra masa corporal se encuentran precariamente suspendidos sobre el suelo a 2/3 de nuestra altura (Winter y cols., 1990). Las alteraciones del CDG en bipedestación se originan en el propio cuerpo o se deben a fuerzas externas inesperadas (Winter y cols., 1990), esto conduce, en situación supuestamente estática, a una oscilación permanente corporal de pequeña amplitud, menos de 1 cm (Jeka, 1997), y baja frecuencia, alrededor de 0,2-0,3 Hz (Tanaka y cols., 1996; Maurer y cols., 2001), que sucede principalmente en plano frontal y sagital (Spaepen y cols., 1977) destinada a restaurar el equilibrio, como consecuencia de la cual, se producen momentos de fuerza a diversos niveles articulares que tendrán su importancia, como se verá posteriormente. El CDG se puede calcular integrando en el tiempo las aceleraciones horizontales medidas en plataforma de fuerza (Spaepen y cols., 1977; Winter y cols., 1990) u otro sistema de medición de fuerzas, o

mediante antropometría y cinemática de los distintos segmentos corporales. Los movimientos horizontales del CDG dan idea exacta de la oscilación corporal. Los desplazamientos verticales del CDG en bipedestación son mínimos comparados con los que sufre en plano horizontal.

- **Centro de presiones (CDP)**, es el punto de aplicación de la fuerza de reacción del suelo y se sitúa en la planta del pie (Öunpuu, 1994; Fuller, 1999), es decir, se trata del punto único sobre el que actúa la fuerza promediada a partir de todas las fuerzas de diferentes localizaciones que actúan sobre la planta del pie. La componente vertical de la fuerza de reacción es igual a la integral de la presión sobre todo el área de contacto (planta del pie), y el CDP sería el centro del primer momento de presión sobre dicha área (Lord y cols., 1986) o también el punto en el que el momento generado por todas las fuerzas aplicadas es igual a cero (Fuller, 1999). Se considera también como el punto de aplicación en la plataforma de fuerza o instrumento similar, de la resultante de todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo: momentos de fuerza a diversos niveles articulares + fuerza de gravedad (Massion, 1994; Clapp y Wing, 1999). Es igual y de sentido contrario a la media del peso descendente (acción) de todas las fuerzas actuando entre el pie y la plataforma de fuerza (Winter y cols., 1996). Su localización varía con la contracción muscular (Fuller, 1999).

Puede situarse o no sobre un área de alta presión, por ejemplo durante la marcha suele situarse bajo el arco medial, en un punto en que ni siquiera hay contacto entre planta del pie y suelo. Las determinaciones del CDP se emplean con dos fines (Fuller, 1999): estudio del equilibrio y evaluación funcional del pie.

Al depender del momento de fuerza generado por los músculos a diferentes alturas del cuerpo, refleja la respuesta del sistema nervioso central (SNC), respuesta neuromuscular neta, al intentar controlar la posición del CDG (Spaepen y cols., 1977; Winter y cols., 1990; Winter y cols., 1996), y también la dinámica de las fuerzas verticales que tienen lugar durante ese proceso en la planta del pie. No siempre coincide con el centro de gravedad, sólo coincide con la proyección vertical del CDG sobre la plataforma cuando no se aplican aceleraciones horizontales (Barona y cols., 1994). No obstante, la posición media del CDP refleja de forma precisa la localización media del CDG (Jeong, 1991; Barona y cols., 1994; Jeka 1997), por lo tanto se asume el desplazamiento del CDP como equivalente a la oscilación corporal, aunque los movimientos del CDP tienden a ser de mayor amplitud y frecuencia que los del

CDG (Spaepen y cols., 1977; Jeka, 1997; Winter y cols., 1996), y el primero se desplaza siempre en sentido anterior y posterior respecto al segundo (Winter y cols., 1990). En realidad se trata de un par de fuerzas coordinado por el SNC: cuando el CDG está por delante del CDP, aumenta la flexión plantar activa, hasta que el CDG sufre un desplazamiento posterior suficiente situándose por detrás del CDP, momento en que empieza a disminuir la acción de los flexores plantares para aumentar la de dorsiflexores, con lo que el CDG es desplazado hacia delante adoptando otra vez una posición anterior respecto al CDP.

- **Línea de progresión del CDP**, es la línea media seguida por el CDP en su avance a lo largo de la planta del pie (Grundy y cols., 1975). El desplazamiento anteroposterior y mediolateral que sufre el CDP durante la marcha representa la dirección de avance durante la misma (Han y cols., 1999), y al contrario que el eje del pie que progresa en ángulo generalmente abierto hacia fuera (ángulo del paso), el CDP avanza paralelo al CDG corporal. El CDP no cambia con una velocidad constante cuando se camina, moviéndose rápidamente durante la fase de apoyo en unas zonas y despacio en otras (Xu, 1999). Esa localización cambiante del CDP durante de la fase de apoyo de la marcha se va determinando a lo largo del tiempo, y la sucesión de “puntos” que define, traza una línea sobre el diagrama del pie, quedando así definido el patrón de progresión del CDP (Fuller, 1999). Esta información es importante para evaluar asimetrías, supinación o pronación, y alteraciones del patrón de marcha (Schaff, 1993).
- **Base de sustentación** incluye la parte del cuerpo en contacto con el suelo y la superficie intermedia (Lelièvre y Lelièvre, 1987).
- **Equilibrio**, es la condición en que ni la velocidad lineal ni la angular cambian, esto ocurre cuando la aceleración es cero (Fuller, 1999), la situación más frecuente en que esto se da en las personas es cuando el cuerpo está en reposo. La situación de equilibrio no implica que no actúen fuerzas sobre el cuerpo, sino que se neutralizan obteniendo una aceleración nula. En estática se puede definir como la habilidad de mantener el propio CDG sobre la base de sustentación, es decir que la línea que proyecta desde el centro de masa corporal lo haga dentro de dicha base (Crotts y cols., 1996). Cuando se camina el CDG nunca pasa dentro del área del pie (base de sustentación), sólo en la fase de doble apoyo se sitúa entre ambos pies, por lo tanto el mantenimiento del equilibrio y postura durante la marcha, no



consiste en mantener el CDG sobre cada pie (Winter y cols., 1990). El cuerpo durante la marcha está en un estado continuo de desequilibrio y la única manera de prevenir las caídas es situar el pie oscilante en situación anterior y lateral al CDG que avanza. Para ello se requiere un control postural que mantenga una determinada relación de las partes del cuerpo entre sí y del propio cuerpo en el espacio, los músculos antigravitatorios intervienen estabilizando los distintos segmentos corporales (Friden y cols., 1989). El equilibrio se obtiene a partir de la información proveniente del sistema somatosensorial (información propioceptiva muscular, cutánea y articular), del sistema visual y del sistema vestibular (Shumway-Cook y Bahling, 1986; Winter y cols., 1990; Crotts y cols., 1996; Maurer y cols., 2001) que es integrada por el SNC: tronco del encéfalo, cerebelo y corteza cerebral (Rubin y cols., 1995). Además de estos mecanismos fisiológicos, existen factores de tipo psicológico, como la motivación o la concentración del sujeto, que según Adlerton y Moritz (1996), influyen cuando se trata de realizar pruebas de equilibrio. El sistema propioceptivo informa de la orientación y el movimiento relativo de las distintas partes del cuerpo entre sí. El sistema visual ha sido catalogado también de propioceptivo puesto que no sólo informa de orientación y movimientos del cuerpo en relación al entorno, sino también de las distintas partes del cuerpo entre sí. El sistema vestibular informa de la posición y movimiento en función de las aceleraciones corporales (gravedad e inercia). Estos datos están llegando al SNC en cada momento, y de toda la información recibida, éste elige la proveniente de un sistema. En el adulto sano la información preferencial suele ser la proveniente del sistema somatosensorial en relación al contacto de la planta del pie sobre el suelo. Pero el SNC se adapta a las diversas circunstancias y si las aferencias de un sistema son imprecisas o incompletas, se guiará de las provenientes de otro. Cuando exista conflicto entre los distintos sistemas informadores, adopta prioritariamente la proveniente del sistema vestibular. No obstante el esquema de organización corporal de la postura erecta no es un sistema fijo de control en que se impone la información sensorial (Jeka, 1997), de modo que las propiedades del sistema de control también cambian independientemente de la información recibida, y la sensibilidad para un estímulo dado puede ser incrementada selectivamente. Ante situaciones desestabilizantes, el SNC desencadena sinergias posturales predeterminadas, que no surgen de improviso ante la necesidad, sino que son respuestas fijas emitidas según la valoración hecha de las aferencias recibidas (Winter y

cols., 1990). La capacidad de mantener el equilibrio se puede alterar siempre que el SNC maneje una información inadecuada sobre la orientación espacial (Crotts y cols., 1996), lo cual puede deberse a enfermedades neurológicas que afecten al propio SNC o al sistema nervioso periférico, a lesiones ortopédicas, alteraciones vestibulares, visuales (Friden y cols., 1989), consumo de alcohol o drogas, incluidos fármacos ansiolíticos (Jeong, 1991; Robin y cols., 1991; Tianwu y cols., 1995), y también a la edad (Jeong, 1991), aunque en este caso pueden concurrir uno o varios de los factores anteriores.

El sistema de ajustes posturales que regula el equilibrio en bipedestación, supone un reclutamiento agudo de grupos musculares en sentido distal-proximal moviendo el cuerpo en fase con la cabeza (Byl y Sinnott, 1991). Las sinergias posturales son esencialmente tres: sinergia oscilatoria en tobillo, desencadenada por desplazamientos del CDG anteriores y posteriores, como se comentó con anterioridad al hablar de la relación CDP-CDG y que controla la oscilación en plano sagital (Clapp y Wing, 1999); la sinergia oscilatoria en cadera (Winter y cols., 1990) que controla la oscilación en plano frontal, entra en funcionamiento cuando falla la también llamada “estrategia de tobillo” y el CDG se aproxima a los límites de la base de sustentación; su finalidad es situar el CDP en la dirección opuesta al movimiento del tronco. Por último, cuando el CDP sale de la base de sustentación, ésta se extiende dando un paso, es la “estrategia del paso” (Byl y Sinnott, 1991). La sinergia del paso a veces no requiere dar el paso como tal, sino simplemente transferir el peso hacia la pierna de apoyo sin que haya en realidad desplazamiento (Massion, 1994).

- **Marcha**, es el acto de la deambulaci3n humana normal, es decir, la acci3n de caminar. Como **fases de la marcha**, se conoce a las sucesivas etapas de las que se compone.

Un **ciclo de la marcha** es la secuencia de movimientos entre dos apoyos consecutivos del mismo pie, o el intervalo de tiempo entre dos choques de tal3n sucesivos del pie contra el suelo (Viladot, 1989). Se mide en segundos. Como paso se entiende la distancia entre el apoyo de un tal3n y el apoyo del tal3n contralateral, o el tiempo empleado en ello. Por lo tanto, un ciclo se compone de dos pasos.

La velocidad de la marcha es la distancia recorrida por unidad de tiempo y se mide en cm/s o m/s. La cadencia de la marcha es el n3mero de ciclos o pasos por unidad de tiempo;

se mide en ciclos o pasos por minuto, o en pasos por segundo (Viladot, 1989), oscila entre 101-122 pasos/min o 50-61 ciclos/min (Xu y cols., 1999).

Las fases o periodos de la marcha son básicamente dos (Viladot, 1989; Razegui y Batt, 2000): fase de apoyo y fase de oscilación. Las fases y sub-fases de la marcha se miden en segundos o su duración se expresa como porcentaje de la duración total del ciclo de la marcha.

Durante la marcha en todo momento hay una extremidad apoyada en el suelo. Se llama apoyo unilateral (Viladot, 1989) al periodo en que un solo pie contacta con el suelo, y doble apoyo, a la parte del ciclo de la marcha durante la cual ambos pies están en contacto con el suelo, tanto el que despegas como el que choca, lo que suele darse en el 50% del ciclo y coincide con la localización más baja del CDG, y por lo tanto con el momento en que la energía potencial del cuerpo es menor (Viladot y Viladot, 1990).

La fase de apoyo se corresponde con la parte del ciclo de la marcha en que el pie contacta con el suelo y el cuerpo pasa sobre el pie; abarca desde el choque del talón hasta el despegue de los dedos. En esta fase el pie debe actuar como amortiguador de impactos, como sistema dinámico de adaptación, como soporte y como palanca rígida. A su vez se divide en tres sub-fases: ataque de talón, apoyo plantar y despegue de dedos. Se inicia con el choque del talón (cuando éste contacta con el suelo), se sigue del apoyo completo del propio talón y del apoyo metatarsal, también llamado choque de antepié (Razegui y Batt, 2000). Según Viladot y Viladot (1990) en el 70% de los casos el choque de talón se sigue del de antepié con apoyo fugaz de arco externo, y en el 30% restante choca talón seguido de arco externo y del choque de antepié. La tercera sub-fase sería el despegue de dedos, siendo el dedo gordo el último en despegar habitualmente (Viladot, 1989). Este despegue marca el final del período de apoyo y el principio del periodo de oscilación.

La fase de oscilación, conocida también como fase de traslación o balanceo, es aquella durante la cual el pie no contacta con el suelo (Razegui y Batt, 2000) y se divide a su vez en tres etapas: aceleración, balanceo medio y desaceleración. En la sub-fase de aceleración, el miembro libre avanza desde atrás oscilando en el aire hasta alcanzar al que está en ese momento apoyado en el suelo; la siguiente sub-fase es la de balanceo medio en que el miembro libre se encuentra en paralelo con el miembro de apoyo; la tercera sub-fase es la de deceleración, en la que el pie se prepara para el choque de talón y con ello, para

iniciar un nuevo ciclo de la marcha. La oscilación del pie derecho se corresponde con la fase de apoyo del izquierdo, y viceversa. La fase de apoyo suele abarcar el 60% del ciclo de la marcha y la de oscilación el 40% (Razegui y Batt, 2000).

<b>Ciclo de la marcha = dos pasos consecutivos</b>	
1. Fase de apoyo (Xu y cols., 1999):	
Contacto:	
1º choque del talón y apoyo del talón	
2º apoyo de arco externo	
3º disminuye la presión en talón y aumenta en 1º y 2º metatarsianos	
4º contacto de dedos con el suelo	
Despegue:	
5º despegue de talón	
6º despegue de antepié y dedos	
2. Fase de oscilación (Razegui y Batt, 2000):	
1º aceleración	
2º mitad del balanceo	
3º deceleración	

Los **métodos de estudio** empleados en biomecánica genéricamente se podrían estructurar en cinemáticos (registran el movimiento) y cinéticos (registran fuerzas). Sin embargo existen otros métodos de investigación, como la goniometría, la electromiografía (EMG) o el consumo de oxígeno ( $VO_2$ ), que sin analizar parámetros biomecánicos como tales, pueden contribuir a comprender la ejecución del movimiento y las fuerzas generadas.

Respecto a la goniometría (determinación del arco o límite de movimiento articular mediante un artrómetro o goniómetro), existe una gran controversia en cuanto a la fiabilidad de la información que proporciona, que depende en gran medida del propio investigador que realice las determinaciones, siendo baja la fiabilidad entre investigadores y buena para mediciones sucesivas de un mismo investigador (Boone y cols., 1978; Elveru y cols., 1998; Smith-Oricchio y Harris, 1990; Khan y cols., 1997). Igualmente se cuestiona su verdadera utilidad al no ser un reflejo exacto del comportamiento dinámico articular (Sell y cols., 1994; McPoil y Cornwall, 1996; Aquino y Payne, 2001). En cualquier caso la medición goniométrica de la movilidad articular es más fiable que la simple inspección, y resulta un método seguro, es decir sin riesgo para el paciente o sujeto, fácil de realizar una vez adquirida la experiencia necesaria y cuya fiabilidad mejora al ajustarse con precisión a la técnica prescrita para valorar cada articulación, así como al ser realizadas las diferentes determinaciones por el mismo investigador en un corto periodo de tiempo, como indican los estudios anteriormente citados. Su relación con la biomecánica se debe a que proporciona

información sobre la posición articular previa al movimiento, o incluso durante su desarrollo, así como sobre el estado funcional de las articulaciones participantes.

La EMG dinámica, que registra los potenciales musculares durante el movimiento (Viladot y Viladot 1990), aporta información sobre los momentos musculares necesarios para vencer las fuerzas externas (Öunpuu, 1994). Por ello aunque la EMG pertenece al campo de la electrofisiología y no al de la mecánica, al proporcionar datos referentes a anatomía funcional y a la ejecución del movimiento, muchas veces se incluye como estudio biomecánico.

Respecto al VO<sub>2</sub>, merece la pena mencionar que su relación con la biomecánica estriba en su papel como sistema de medida del gasto energético durante el desarrollo de una actividad física, lo cual permite, por ejemplo, valorar la eficacia de un determinado patrón motor en términos de calorías gastadas por unidad de tiempo durante su ejecución (Viladot y Viladot, 1990).

Entrando ya en los sistemas de estudio propios de la biomecánica, empezaremos por los cinemáticos. Al estudiar el movimiento de un cuerpo hay que determinar su posición en el espacio en función del tiempo, para lo cual se necesita un sistema de referencia, que se considera en reposo. Este sistema está formado por 2 ó 3 ejes cartesianos, dentro de los cuales se reproduce el movimiento a estudiar, y mediante el empleo de marcadores corporales externos, generalmente reflectores, y que se suelen situar en prominencias óseas, se podrá determinar la relación de dichos segmentos corporales entre sí y con respecto al sistema cartesiano de referencia (McClay y Manal, 1988; Viladot y Viladot, 1990). Es en cierto sentido un estudio goniométrico dinámico y “objetivo” en cuanto a que los datos aportados no dependen de la habilidad del investigador, pero además indica la posición del móvil, su trayectoria, velocidad y aceleración.

En cuanto a los estudios cinéticos, las fuerzas internas se calculan matemáticamente a partir de la fuerza de reacción del terreno, de los momentos articulares y de las potencias articulares, y representan las fuerzas que soportan las articulaciones (Öunpuu, 1994). Las fuerzas externas son las que ejercemos sobre el suelo, y en virtud de la tercera Ley de Newton, como hemos visto, guardan estrecha relación con las fuerzas de reacción. Se miden empleando sistemas que registran las fuerzas verticales, lateromediales y anteroposteriores, que se producen entre la superficie corporal de apoyo (a nuestros efectos planta del pie), y la superficie sobre la que se apoya, el suelo.

En cuanto a las determinaciones cinéticas que se pueden realizar, básicamente se dividen en dos tipos (Graf, 1993): las estáticas en que el sujeto se encuentra en bipedestación, y las dinámicas realizadas mientras camina. Las medidas estáticas se limitan a valorar la distribución de presiones basándose en la forma del pie y el peso del sujeto. Las variaciones en la forma del pie se pueden identificar, pero el estrés funcional no puede ser valorado. Mediante las determinaciones dinámicas se pueden captar los cambios de presión por zonas plantares durante la fase de apoyo de la marcha, la desviación en valgo o en varo del talón, el CDP y su progresión, función de los dedos, etc.

Los sistemas destinados a realizar estas determinaciones cinéticas, es decir a medir las fuerzas generadas en la planta del pie, se pueden estructurar de la siguiente manera:

### 1. Sistemas cualitativos:

Son aquellos que no determinan la fuerza, sino que proporcionan imágenes susceptibles de ser clasificadas en categorías según diversos criterios.

A/ Visualización directa de la región plantar durante el apoyo, haciendo al sujeto caminar sobre un cristal, un plástico u otra superficie transparente (Randolph y cols., 2000). Aunque las observaciones puedan quedar registradas mediante filmación, ofrecen la desventaja de la dificultad en la cuantificación y por lo tanto, en la obtención de datos objetivos fácilmente comparables.

B/ Impresión de las huellas plantares causadas por el peso del cuerpo, bien impregnando la planta del pie con tinta u otra sustancia, o caminando sobre papel carbón y luego haciendo la impresión en otra superficie (Randolph y cols., 2000). También pueden emplearse con el mismo fin sustancias deformables en las que queda “esculpida” la huella.

A este tipo pertenece el fotopodograma, que como cualquier otro sistema de impresión de la huella plantar, es un instrumento biomecánico básico; pero tiene la ventaja de ser barato, de fácil acceso, y de poder ser empleado correctamente por un sólo investigador. Sin embargo no proporciona datos cuantitativos y en general su mayor desventaja es la falta de exactitud y fiabilidad en la obtención de los datos a partir de él (Chu y cols., 1995).

### 2. Sistemas cuantitativos:

Son aquellos que aplicando la mecánica de Newton proporcionan valoraciones cuantitativas y objetivas sobre las fuerzas de reacción que tienen lugar bajo el pie (Öunpuu,

1994). A su vez se dividen en los que miden los componentes vertical y horizontal de dicha fuerza, y los que miden exclusivamente las fuerzas de rozamiento.

Según la revisión realizada por Cobb y Claremont (1995) existen cuatro tipos de instrumentos para medir las presiones plantares, que podemos agrupar en los que miden las fuerzas verticales u horizontales: las plataformas, los pequeños transductores situados dentro del calzado y las plantillas instrumentadas. El cuarto grupo lo constituirían los transductores destinados a captar las fuerzas de rozamiento, aunque este tipo de sensores está menos desarrollado. A continuación detallaremos cada uno de estos cuatro instrumentos cuantitativos de medida.

A/ Plataformas de fuerza: suelen situarse incluidas en el suelo, de modo que en los estudios de la marcha, el sujeto debe pisar dentro de los límites de la superficie de medida (Zhu y cols., 1990; Corchete y Pinilla, 1996), lo que obliga a forzar el patrón de la marcha, por lo cual las mediciones mediante plataformas no tienen por qué ser representativas de dicho patrón. Sólo permiten medir una fase de apoyo y el sujeto debe caminar descalzo por lo que no aportan datos sobre lo que ocurre en la interfase pie-calzado y tampoco pueden detectar los cambios continuos en fuerzas, presiones e impulsos que tienen lugar en las distintas regiones plantares cuando se camina, al ir desplazándose el peso corporal progresivamente sobre la superficie plantar (Cobb y Claremont, 1995). Además las plataformas de fuerza tienen poca sensibilidad para las cargas dinámicas bajas, de forma que las pequeñas fuerzas que tienen lugar al principio y al final de la fase de apoyo son eclipsadas por el ruido (Motriuk y Nigg, 1990). Otro inconveniente es la dificultad a la hora de sincronizar las medidas de fuerza o presión con las específicas fases de la marcha. Por último, resulta engorrosa la determinación del CDP, ya que es necesario controlar durante la determinación de fuerzas el emplazamiento del pie en la plataforma, lo que exige establecer un sistema de coordenadas al que referir dicho CDP y calcular la media del CDP, o como alternativa, proponen Motriuk y Nigg (1990), identificar marcas cutáneas y relacionarlas con las distancias determinadas en el fotopodograma o directamente sobre la plataforma, o bien digitalizar la filmación.

Las plataformas de tipo piezoeléctrico, como la conocida plataforma Klister, sirven para analizar la marcha, aportan información sobre las fuerzas totales verticales y horizontales y sobre localización del CDG; pero presentan el inconveniente de que sus transductores piezoeléctricos requieren largo tiempo para las determinaciones estáticas funcionando a baja

frecuencia (0,1 Hz), por lo que a los inconvenientes comunes de las plataformas antes señalados, hay que añadir la imposibilidad de determinar la distribución de cargas plantares en estática (Cobb y Claremont, 1995).

Otro tipo de plataformas utilizan sensores piezorresistivos (Musgrave Footprint System). Su inconveniente, según los mismos autores, es que disminuye su sensibilidad con el incremento de la carga.

En cuanto a las técnicas ópticas (Pedobarógrafo, plataforma de Rhodes), proporcionan imágenes de la distribución de la carga plantar con pies descalzos de alta resolución. Se basan en la utilización de ondas luminosas que al incidir sobre la superficie de apoyo (cristal/superficie plástica o plástico/policarbonato de plata) que se encuentra bajo carga, bien la atraviesan o bien se refractan. En función de la carga soportada, varía el nivel de contacto entre las dos láminas que componen la interfase, lo que determina cambios en el índice de refracción de la luz: al aumentar la carga, el haz de luz es reflejado, de forma que la fuerza aplicada será proporcional a la atenuación en la propagación de la luz, o a la intensidad de la imagen observada, según el tipo de plataforma. En el Pedobarógrafo la sensibilidad varía con la temperatura y se necesitan, para las determinaciones estáticas, tiempos relativamente prolongados (30'') antes de obtener una imagen, debido al deslizamiento del material transductor. En la plataforma de Rhodes la respuesta es independiente de la temperatura.

B/ Transductores pequeños situados dentro del calzado: permiten determinar lo que ocurre entre pie y calzado, algunos también entre pie y suelo, sincronizándolo con las fases de la marcha. Se colocan en zonas plantares de supuesto interés biomecánico, pero el problema es que pueden introducir errores al hacer que la carga se concentre precisamente sobre ellos, dando lugar a determinaciones elevadas o a saturación (Cobb y Claremont, 1995). Para evitar esto, deben emplearse sensores con el menor grosor posible, idealmente por debajo de 0,5 mm. Además, las determinaciones pueden verse afectadas por las propiedades mecánicas del propio transductor, por el uso de una plantilla, o por la mediasuela del calzado, pudiendo, igualmente sufrir los sensores desplazamientos laterales durante el desarrollo de la marcha. Presentan la ventaja indudable del pequeño tamaño, lo cual ha permitido su uso en calzado tan ajustado como la zapatilla de "punta" (Figura 10, p.41) del ballet clásico (Teitz y cols., 1985; Kravitz y cols., 1986).



Estos sensores son de tipo capacitativo (Orthoflex Hercules), piezoeléctricos (transductores de Gross y Bunch, transductores de Nevill), resistivos (Electrodynagram system) u ópticos (transductor electroóptico de fuerza de Maalej). En general presentan el problema de la inestabilidad, es decir, pierden sensibilidad con el uso, con la temperatura, la humedad, o la suciedad, teniendo que ser recalibrados frecuentemente, incluso de forma individual (transductores de Gross y Bunch), y requiriendo en algunos casos (transductores de Nevill), una media de 10 determinaciones por test para conseguir una aceptable “repetibilidad” (término que hace referencia a la fiabilidad estadística), o la utilización de un calzado especial (sensores ópticos).

C/ Plantillas instrumentadas: son sistemas flexibles que emplean sensores incluidos en ellas para la medición de las fuerzas de reacción. Se sitúan bajo la planta de los pies, adheridas cuando el sujeto camina descalzo, o bien sujetadas mediante calcetines, o introducidas en el propio calzado (Randolph y cols., 2000). Permiten por lo tanto medir las presiones durante la marcha normal del sujeto con éste calzado o descalzo, mientras camina libremente (Zhu y cols., 1990). Las plantillas ofrecen la ventaja frente a las plataformas de poder estimar varios pasos de forma bilateral, es decir, ciclos de la marcha completos, y de esta forma analizar las presiones de las distintas regiones plantares durante las diversas subfases de la marcha (Han y cols., 1999). Mientras la plataforma de presión es eficaz en señalar el CDP en relación al CDG individual, las plantillas pueden informar sobre la localización del CDP específico de cada pie y relacionarlo con las dimensiones físicas de la superficie plantar (Schaff, 1993). Una única plataforma de fuerza no puede simultáneamente testar el CDP de cada pie ni hacer automáticamente un mapa de localización de dicho CDP en relación a las distintas regiones del pie. Además, al poderse emplear con el sujeto calzado, permiten un examen objetivo de los efectos del propio calzado, calcetines u ortosis, sobre la cinética del apoyo plantar y ofrecen la posibilidad de realizar screening en busca de patología relacionada con las características de dicho apoyo (Kernozek y cols., 1996). Obvian muchos de los problemas planteados por los pequeños transductores independientes, como es el hecho, mencionado anteriormente, del deslizamiento lateral que estos sufrían durante la marcha (Cobb y Claremont, 1995).

Sin embargo, presentan también sus propios problemas; primero la necesidad de asegurarse que la plantilla, y los sensores incluidos en ella, se sitúen en la posición adecuada en relación a las prominencias óseas; segundo que no se mueva una vez instalada; y tercero de

que su volumen no altere artificialmente los datos per se (Schaff, 1993; Randolph y cols., 1995). Cobb y Claremont (1995) añaden además la baja repetibilidad test-retest de las determinaciones con algunas plantillas, la posibilidad de información cruzada entre los sensores en otros casos, así como errores debidos a la incurvación y dificultad en la calibración, ya que algunas requieren que cada sensor sea calibrado de forma independiente.

Al emplear plantillas instrumentadas, un factor a tener en cuenta, dada su supuesta utilidad en estudios dinámicos, es la frecuencia de muestreo; ésta debe ser siempre dos veces la frecuencia esperada. Cuando se hacen determinaciones dinámicas (Schaff, 1993), en la fase de despegue de la marcha, existe una sucesión rápida de picos de altas presiones en un corto periodo de tiempo que sólo pueden ser captadas a altas frecuencias. Para la marcha, las frecuencias aceptables son  $\geq 50\text{Hz}$ . Las altas frecuencias de muestreo ( $\geq 200\text{ Hz}$ ) se emplean habitualmente en las mediciones del deporte. Los sistemas con frecuencias de muestreo inferiores a 20-10 Hz no se deben emplear para estudios dinámicos.

En cuanto a la resolución espacial del sistema, debe estar igualmente en relación con la distribución esperada de presiones, por lo tanto será mayor cuando se vayan a hacer determinaciones durante la marcha, ya que a más resolución, mejor capacidad para captar los cambios de presión que tienen lugar en pequeñas zonas plantares (Schaff, 1993).

Las plantillas emplean, al igual que plataformas y pequeños transductores, distintos tipos de sensores. Los sensores resistivos (sistema F-Scan) se basan en las propiedades de la materia de cambiar su resistencia bajo presión (Schaff, 1993), el problema es que tras un periodo de carga, las propiedades del sensor también cambian, por lo que la repetibilidad test-retest es baja y la "linearidad" también (entendiendo linearidad como la no existencia de cambios intrínsecos en la emisión de señales, lo que estadísticamente proporcionaría una regresión lineal entre presión ejercida y valor medido); por ello no es recomendable el uso de este tipo de plantillas en estudios que requieran exactitud y resultados fiables (Cavanagh, 1995). Además estos sensores son sensibles a la temperatura y su calibrado es difícil (Cobb y Claremont, 1995). En el sistema F-Scan, los sensores resistivos de 0,1 mm de grosor, en número de 960, están incluidos en un substrato flexible. Su alto número aporta gran resolución, pero hace que la plantilla sólo sea flexible en un plano, permaneciendo rígida bajo las superficies plantares curvas (Schaff, 1993). La frecuencia de muestreo que emplean (100 Hz) se considera apropiada para el estudio de la marcha normal (Sumiya y cols., 1998).

## INTRODUCCIÓN

Las plantillas con sensores piezoeléctricos (plantilla de sensores cerámicos piezoeléctricos de Henning, film de polímero piezoeléctrico de Pedotti, plantillas de cerámicas piezoeléctricas del equipo Biofoot-IBV) presentan el problema, al generarse cargas eléctricas, de la aparición de interferencias, y además se ven afectadas por los estiramientos laterales que crean una carga adicional. La plantilla de Henning requiere la calibración individual de cada uno de los 499 sensores incluidos en la matriz de silicona que la componen (Cobb y Claremont, 1995). Cuando se emplean materiales cerámicos, además de la dificultad en la construcción de los sensores, éstos sufren fatiga mecánica rápidamente, son sensibles a la temperatura (Cobb y Claremont, 1995) y existe el riesgo de fallo bajo condiciones estáticas de carga (Schaff, 1993). No obstante, según Marhuenda y cols. (1999), los sensores piezoeléctricos de las plantillas Biofoot-IBV tienen un comportamiento inalterable, hasta el extremo de poder ser reciclados, seguridad eléctrica, alta linealidad y repetibilidad de la medida.

Los sensores capacitativos (plantillas de Nicol y Henning del sistema Emed Pedar<sup>®</sup>) se basan en el sistema de funcionamiento de los condensadores. Están formados por dos láminas metálicas situadas en paralelo con un elemento flexible y aislante entre ellas, de tal forma que la presión ejercida sobre este último hace variar la distancia entre ambas laminillas y con ello, la capacidad del condensador. Dichos cambios capacitativos son registrados como variaciones en la presión. Una limitación es que el escaneado de la matriz y la lectura de los sensores capacitativos impide una alta frecuencia de medición (Schaff, 1993), corrientemente llega a 100z, como mucho 200 Hz. La plantilla del sistema EMED tiene un grosor de 2 mm incluyendo 99 sensores capacitativos individuales (Cobb y Claremont, 1995), lo que proporciona una buena resolución. Posteriormente se ha introducido otra plantilla con 85 sensores, lo que ofrece una resolución similar a las plataformas del sistema EMED (2 sensores/cm<sup>2</sup>), y aunque mejora la flexibilidad, la matriz aún es insuficientemente flexible en las tres dimensiones. La sensibilidad varía entre  $\pm 5\%$  en un rango de temperatura de 10-40°. Otra desventaja de las plantillas con sensores capacitativos incluidos en una matriz es que en estos sistemas de medida puede haber interferencias fácilmente.

Las plantillas con sensores capacitativos en microchips (primera generación del sistema Parotec), se basan en el mismo principio que el sistema EMED, pero el microsensor es más pequeño, es insensible a la temperatura y resiste la sobrecarga.

Los microsensores piezorresistivos (actual sistema de plantillas Parotec®), emplean también microchips incluidos en “hidro células” independientes, que pueden medir la presión tanto en medio líquido como aéreo (Schaff, 1993). Son capaces de realizar mediciones de alta frecuencia. Posteriormente, en la sección Material y Métodos, se detallarán con mayor amplitud las características de este tipo de plantillas instrumentadas.

D/ Métodos para medir las fuerzas de rozamiento bajo el pie: el desarrollo de este tipo de transductores está empezando (Hosein y Lord, 2000). Es imprescindible una colocación exacta de este tipo de transductores, además son de pequeño tamaño y por lo tanto no pueden reflejar simultáneamente todas las fuerzas que sufre la planta del pie.

En los magneto-resistivos (Transductores magnéticos de Tappin and Pollard), el transductor presenta un elemento magnético permanente unido mediante silicona a elementos magneto-resistivos. El movimiento entre ambos produce un cambio en la resistencia que será proporcional a la fuerza aplicada. La elasticidad de la silicona que une ambos elementos del transductor proporciona una fuerza que permite el retorno a la posición de equilibrio. La máxima excursión posible es de 0,6 mm, y se corresponde con una fuerza de rozamiento de 250 N/cm<sup>2</sup>. Tienen una alta frecuencia de respuesta (500 Hz). Este tipo de transductores necesitan alojarse en una plantilla especial, y promedian el rozamiento sobre un área plantar amplia.

Otro tipo está constituido por un copolímero piezoeléctrico (Transductor de fuerzas de rozamiento de Akhlaghi y Peter).

Mención aparte merece la **estabilometría**, puesto que aunque muchas veces es citada como método de estudio, no es en sí un método. Friden y cols. (1989) la definen como la técnica diseñada para registrar el control del equilibrio postural, aunque quizá fuera más correcto definirla como las múltiples técnicas destinadas a valorar el equilibrio corporal, tanto en estática, como en dinámica. Tradicionalmente en clínica se emplean diversos sistemas (Shumway-Cook y Bhaling, 1986), tales como valorar la intensidad de las oscilaciones corporales clasificándolas en cuatro grados, correspondiendo el 1º a la mínima oscilación y el 4º a la caída; otro método consiste en cronometrar el tiempo que el sujeto es capaz de mantener el equilibrio en una situación dada; también mediante el uso de una plomada suspendida desde la localización teórica del CDG del sujeto, mientras, empleando una cuadrícula de referencia, se valoran asimetrías posturales y el desplazamiento corporal. A

todos ellos podemos añadir el clásico signo o prueba de Romberg. No obstante, todas estas técnicas, no dejan de ser sistemas de valoración del equilibrio cualitativos y groseros.

Los sistemas cuantitativos serían los métodos cinéticos de medición anteriormente mencionados, concretamente la plataforma de fuerza y las plantillas instrumentadas, que estiman el equilibrio en función de la oscilación del CDP (Barona y cols., 1994). La posturografía sería el registro del equilibrio de un sujeto en situación estática, bipedestación normal o bajo circunstancias de supuesta inestabilidad (ojos cerrados, alteración del campo visual, apoyo monopodal, superficie de sustentación fluctuante o irregular, etc). Para ello son valorados diversos aspectos de la oscilación del CDP, empleándose principalmente las plataformas de fuerza, aunque también las plantillas: la máxima amplitud de la oscilación en sentido anteroposterior y mediolateral, la superficie de oscilación (área delimitada por el desplazamiento del centro de presiones), distancia recorrida por el CDP, también como distancia media del CDP a línea media del pie, velocidad de oscilación (amplitud + frecuencia), número de movimientos excediendo unos niveles de amplitud definidos previamente, dirección dominante, etc. (Friden y cols., 1989; Winter y cols., 1990; Barona y cols., 1994). Los datos recogidos en este tipo de pruebas se expresan en cm y cm<sup>2</sup>. El estabilograma recoge la trayectoria del CDP durante los desplazamientos corporales, permite comparar la línea de progresión entre sucesivos ciclos de la marcha, así como valorar la propia oscilación de la misma. Con este fin, se emplean las plantillas instrumentadas.

La investigación sobre las lesiones en relación a actividades físicas últimamente se viene centrando, entre otros aspectos, en conocer la anatomía funcional de los gestos técnicos propios de cada actividad y los movimientos que tienen lugar entre los distintos segmentos corporales. Del mismo modo, los estudios biomecánicos para analizar las fuerzas externas e internas que actúan sobre y dentro del aparato locomotor (Nigg y Segesser, 1992) han adquirido gran interés, ya que las variaciones en la localización y magnitud de las fuerzas plantares pueden reflejar la presencia de dolor o anomalías en la estructura o función del pie, y también alterarse por el uso del calzado (Grundy y cols., 1975). Sin embargo, la danza española, a pesar de sus más de 2000 años de existencia documentada, lo profundo de su enraizamiento cultural en nuestro país, y componiéndose de gestos como el zapateado, altamente llamativo desde un punto de vista biomecánico, no parece haber merecido hasta la fecha el interés científico.

Los estudios biomecánicos sobre danza se han centrado principalmente en el ballet clásico, realizándose alguno aislado sobre danza contemporánea. Son numerosos los estudios goniométricos en ballet (Reid y cols., 1987; Kushner y cols., 1990; Khan y cols., 1997; Gilbert y cols., 1998), los cuales se centran predominantemente en la movilidad articular de cadera en relación a la consecución del ‘en dehors’ y en menor medida de otras articulaciones o grupos articulares como tobillo-pie (Wiesler y cols., 1996) o columna (Nilsson y cols., 1993); se han analizado movimientos básicos en la danza como el ‘plié’ tanto en bailarines de clásico como de contemporáneo (Massó, 1993; Trepman y cols., 1994; Chatfield y cols., 1996); el apoyo plantar también ha sido motivo de estudio, mediante fotopodograma, así como la fórmula digital, en bailarinas estudiantes y profesionales de ballet clásico (Viladot, 1990); también en bailarinas de ballet se ha analizado el apoyo plantar durante la subida al ‘relevé’, empleando sólo plataforma de fuerza (Schon y cols., 2002), o en combinación con un estudio cinemático (Massó, 1995); se ha estudiado la distribución de cargas en las ‘puntas’, zapatillas típicas de la mujer en la danza clásica, mediante el empleo de pequeños transductores de presión adheridos a la piel en zonas donde se prevé sobrecarga (Teitz y cols., 1985; Kravitz y cols., 1986); se han analizado los impactos sufridos durante los saltos como el ‘grand jeté’ en ballet o saltos con desplazamiento lateral o anteroposterior en contemporáneo, empleando plataforma de fuerza (Miller y cols., 1990; Simpson y Kanter, 1997; Simpson y Pettit, 1997); se ha aplicado la biomecánica al estudio de diversos materiales (Miller y cols., 1990), destinados a la confección de plantillas para la absorción de impactos durante saltos de ballet clásico realizados con zapatillas de media punta, que si recordamos, también se usaban en escuela bolera; los estudios estabilométricos, ya sean acerca de la consecución del equilibrio en bailarines, o comparativos con otros colectivos, se han centrado siempre en el ballet clásico (Leanderson y cols., 1995; Crofts y cols., 1996; Golomer y cols., 1997; Koutedakis y cols., 1997, Hugel y cols., 1999), empleando para ello distintos tipos de plataformas de fuerza.

Desde el punto de vista de la investigación biomecánica en danza española, al menos en lo referente a publicaciones realizadas en revistas médicas hasta la fecha, esta se reduce al trabajo de Bejjani y cols. (1988), una de cuyas partes consistía en un estudio cinético y cinemático en bailarines de flamenco, desarrollado durante la marcha con calzado de baile y durante el zapateado. Emplearon 6 pequeños transductores (electrodynogram system) con una frecuencia de medición de 100Hz, situados en planta de ambos pies: región interna y externa

del talón, cabezas de primero, segundo y quinto metatarsianos, y en primer dedo. Además utilizaron dos acelerómetros cutáneos (PCB 303; Power Supply 408) cuya frecuencia de medición es de 1000Hz, situados en tuberosidad tibial y espina ilíaca anterosuperior. La finalidad de este estudio, era conocer las presiones plantares y la aceleración de determinados segmentos corporales durante las actividades estudiadas, con el fin de evaluar el comportamiento del bailarín desde una perspectiva biomecánica, recogiendo los datos obtenidos como diagramas de vibración-presión.

### 3.6. ANTROPOMETRÍA Y COMPOSICIÓN CORPORAL

La finalidad del estudio de la composición corporal es, en primer lugar, conocer el estado de salud, para lo cual interesa especialmente identificar la cantidad de grasa corporal y su distribución, al estar ambos factores íntimamente relacionados con datos de morbi-mortalidad poblacional (Reid, 1992).

En el mundo deportivo no suelen alcanzarse niveles altos de grasa corporal que puedan comprometer la vida o su calidad, y aun es menos frecuente en la danza. En estos colectivos, velar por la salud significa detectar descensos peligrosos del contenido graso corporal. Son muchas las actividades deportivas en que se asocia un mejor rendimiento físico, con una mayor proporción de masa muscular respecto a la masa grasa para un peso dado; esto ocurre especialmente en aquellas que impliquen el desplazamiento del propio peso corporal, lo cual es aplicable a la danza. No obstante, una grasa corporal excesivamente baja origina deterioro de la salud y del propio desempeño físico. Los porcentajes de peso graso considerados como mínimos compatibles con la salud son un 5% para los varones y un 12% para las mujeres (Houtkooper, 1996), sin embargo esta guía de porcentajes grasos mínimos es equívoca ya que los niveles mínimos absolutos de grasa pueden diferir entre individuos, y de hecho precisamente los atletas jóvenes sanos presentan unos porcentajes grasos menores que los no atletas del mismo sexo y edad. Lo cierto es que cuando el peso corporal cae por debajo de un mínimo deseable, disminuye el desempeño físico del atleta, ya que aumenta el riesgo de padecer enfermedades menores y lesiones (Houtkooper, 1996).

Cuando tratamos con deportistas o bailarines, los estudios sobre la composición corporal sirven para (Yannakoulia y cols., 2000):

## INTRODUCCIÓN

- conocer el estado de forma física individual para la participación en el deporte.
- caracterizar el perfil de los atletas en diversos deportes.
- determinar el cuerpo ideal para el desempeño óptimo con salud óptima.

En el caso concreto de la danza, como composición ideal idónea se entendería aquella que permite el desempeño físico y artístico, con buena salud y proporcionando la mejor imagen estética al bailarín.

No obstante este tipo de estudios, o más concretamente la utilidad que a veces se ha pretendido darles, presenta sus limitaciones. Así Dolgener y cols. (1980) comparando un grupo de bailarinas de ballet clásico con bailarinas de danza contemporánea, encuentran que la composición corporal tiene escaso valor para determinar la apariencia estética, que difiere entre ambos colectivos, aunque habría que decir en favor de la técnica antropométrica empleada por estos autores, que la sutil diferencia en el aspecto físico existente entre ambos tipos de bailarinas, quizá sólo sea capaz de captarla el que vive dentro del mundo de la danza, mientras que para el resto, ambos grupos de mujeres presentan características similares perteneciendo a la categoría de bailarinas. Por otra parte, cuando se intentan establecer relaciones entre composición corporal y rendimiento físico se obtienen resultados inesperados. Según el estudio de Eisenman y cols. (1995), contrariamente a lo que suele creerse en el mundo de la danza, un bajo porcentaje de peso graso en bailarinas de ballet no se relaciona con un mejor desempeño artístico, no existiendo un porcentaje de grasa ideal, sino unos amplios márgenes fuera de los cuales el rendimiento disminuye. Hodgdon y cols. (1996) buscan en militares jóvenes, hombres y mujeres, la relación entre fuerza muscular, como exponente del desempeño físico, y masa magra, como representación de la masa muscular, no encontrando una buena correlación.

Existen hoy día una serie de sistemas plenamente establecidos y validados, que nos van a permitir conocer la composición corporal y la distribución de los distintos tipos de constituyentes en un sujeto dado.

Los sistemas empleados habitualmente en la determinación de la composición corporal se basan en el modelo bicompartimental, según el cual nos componemos de tejido graso y tejido no graso (Lohman, 1986).

En este modelo bicompartimental, según Lohman (1986), se entiende por **tejido libre de grasa** el peso de todos los tejidos del cuerpo menos la grasa. Se estima que en el adulto, su densidad media es de 1,100 g/cc, con un contenido de agua del 73,8% (en el varón de



## INTRODUCCIÓN

referencia). Cuando se habla de **masa magra**, nomenclatura que a veces se confunde con “tejido libre de grasa”, en realidad se está haciendo referencia al peso del tejido libre de grasa + los lípidos esenciales, por lo tanto la masa magra tiene una densidad y un contenido de agua algo menor a la masa libre de grasa.

$$\begin{aligned}\text{Tejido libre de grasa} &= \text{peso de todos los tejidos corporales} - \text{grasa corporal} \\ \text{Masa magra} &= \text{tejido libre de grasa} + \text{lípidos esenciales}\end{aligned}$$

El **peso graso** es el peso de todos los lípidos del cuerpo que pueden ser extraídos químicamente usando éter como solvente (Houtkooper, 1996). La densidad del tejido graso en el adulto es relativamente constante: 0,900 g/cc.

$$\begin{aligned}\text{Masa o peso graso} &= \text{Masa corporal} - \text{Masa magra} \\ \text{Porcentaje de peso graso} &= (\text{masa graso/masa corporal}) \times 100\end{aligned}$$

La masa magra se compone principalmente de agua, minerales y proteínas (Houtkooper, 1996). Agrupa a los músculos, huesos y parénquima de los distintos órganos. (Morate y cols., 1989). De ellos sólo la musculatura sufre variaciones, permaneciendo el resto relativamente constante.

El compartimento graso corporal está constituido por el tejido graso, que puede experimentar amplias variaciones dependiendo de la grasa almacenada, la cual a su vez depende de la ingesta, metabolismo basal, actividad física, sistema nervioso y sistema endocrino (Morate y cols., 1989). La determinación de la grasa corporal interesa desde el punto de vista de la salud, tal como se comentó con anterioridad, aportando además información sobre el estado nutricional.

La madurez química en el ser humano, es decir la estabilidad de la composición química del tejido libre de grasa no ocurre hasta después de la pubertad (15-18 años), en las mujeres antes que en los varones (Lohman, 1986). Al crecer disminuye la cantidad de agua del organismo, aumentando la concentración de sólidos, por lo tanto, la densidad de la masa libre de grasa aumenta con la edad, del nacimiento a la vida adulta. Estos cambios no se producen igual en ambos sexos, por lo que según Lohman (1986), es necesario para la interpretación de cada método de valoración de la composición corporal, el desarrollo de constantes específicas en función de la edad y el sexo.

Los **métodos para el estudio de la composición corporal** se pueden clasificar de distintas maneras. Están los que ofrecen una estimación directa de la masa grasa (densitometría y antropometría) y los que estiman la masa magra (hidrodensitometría, espectrofotometría de potasio, hidrometría, cineantropometría, conductividad eléctrica corporal total y bioimpedancia) (Houtkooper, 1996); otro sistema puede ser agruparlos según el modelo corporal que siguen, así, están los que se ciñen al modelo bicompartimental (hidrodensitometría, densitometría, hidrometría, espectrofotometría de potasio, plicometría, conductividad eléctrica corporal total y bioimpedancia) (Lohman, 1986), o los que utilizan un modelo tricompartmental (absorciometría dual mediante rayos X) (Eliakim y cols., 2000), o tetracompartimental, basado en el uso combinado de varios de sistemas con el fin de determinar los cuatro componentes de este modelo, masa grasa, agua corporal total, contenido mineral óseo total y tejido libre de grasa, empleando dilución de deuterio en el agua corporal o bioimpedancia + absorciometría dual por rayos X + hidrodensitometría (Van Marken-Lichtenbelt, 1995; Hodgdon y cols., 1996), o determinando mediante cineantropometría los cuatro componentes del peso total que son peso muscular, peso óseo, peso graso y peso residual (Esparza, 1990); otro sistema de clasificación es agruparlos en los métodos considerados de referencia (densitometría, hidrodensitometría, espectrofotometría de potasio, conductividad corporal total y absorciometría dual mediante rayos X), y los considerados como métodos de campo (cineantropometría, bioimpedancia y reactancia de infrarrojos) (Houtkooper, 1996).

A continuación se describirá someramente cada uno de estos métodos.

La densitometría se basa en un principio general según el cual la densidad corporal varía inversamente con respecto a la grasa corporal (Houtkooper, 1996). Se asume como densidad de la masa grasa 0,9 g/cc y de la masa magra es 1,1g/cc, y se basa en el modelo bicompartimental: cualquier desviación en la densidad corporal estimada de esos 1,1g/cc teóricos, se atribuye a la presencia de grasa.

A partir del valor de densidad corporal, y mediante el uso de ecuaciones de regresión, se obtiene el peso graso y peso magro (Williams y Bale, 1998). Este tipo de ecuaciones se basan según Houtkooper (1996) en la asunción de que:

$$\text{Grasa} = f(1/\text{Densidad corporal})$$

Donde ‘f’ es la función que relaciona la g rasa con la densidad corporal (Dc). Unas de las ecuaciones de regresión más conocidas son la de Siri y la de Brozek, y también de las más

## INTRODUCCIÓN

criticadas por asumir que la masa magra es constante (Williams y Bale, 1998); al basarse en esa asunción, el porcentaje de masa grasa puede ser sobrestimado en individuos con menos masa mineral ósea de la esperada, e infravalorado en individuos con más masa mineral ósea que la media.

La hidrodensitometría, peso hidrostático o peso subacuático, se basa en el principio de Arquímedes, según el cual, cuando un cuerpo se sumerge en agua es empujado hacia arriba con una fuerza igual al peso del agua desplazada. Como los huesos y músculos tienen mayor densidad que el agua, mientras que el tejido graso es menos denso que el agua, una persona con más peso magro en relación a su peso corporal total, pesará más en el agua, y tendrá una densidad corporal mayor y un menor porcentaje de peso graso corporal (Reid, 1992). Es necesario conocer el volumen residual pulmonar para calcular la densidad corporal.

La densidad corporal se deduce de la fórmula (Reid, 1992, Houtkooper, 1996):

$Dc = \text{masa corporal} / \text{volumen}$ <p style="text-align: center;">↓</p> $Dc = \text{peso normal} / \text{peso normal} - (\text{peso en el agua} / \text{densidad del agua}) - \text{volumen residual}$
--

A partir de el valor de Dc obtenido, se llega, mediante diversas fórmulas de regresión, que pueden ser las mismas que en la densitometría, a conocer el % de masa magra y basándose en el modelo bicompartimental, se obtiene también el % de peso graso corporal (Kirdendall y Calabrese, 1983).

Aunque el peso subacuático se considera el mejor método en la determinación de la composición corporal, lo que ha hecho de él el modelo con el que se comparan otros sistemas (Williams y Bale, 1998), requiere un laboratorio con un equipamiento especial, es un procedimiento caro, complicado, en el se que emplea mucho tiempo, y que está sujeto a grandes errores si no se realiza correctamente (Reid, 1992).

La hidrometría y la espectrofotometría de potasio, son técnicas que emplean la espectroscopía, y se emplean para determinar la masa magra a partir del cálculo del agua corporal y del potasio corporal.

En hidrometría se emplea agua marcada con deuterio ( $\text{H}_2^{18}\text{O}_2$ ), y se determina la dilución del isótopo en el cuerpo (Hergenroeder y cols., 1991a). A partir del agua corporal total calculado por este método se puede obtener la masa magra, teniendo como referencia la

hidratación del varón adulto en que un 73,8% del peso corresponde a agua (Houtkooper, 1996):

$$\text{masa magra} = \text{agua corporal total} / 0,738$$

En niños la masa magra está más hidratada que en los adultos por lo tanto si se emplea esta fórmula se sobrestimaré la masa grasa. Las mujeres también presentan un contenido medio de agua corporal superior a los varones.

La espectrofotometría de potasio se emplea para calcular el contenido de potasio corporal total y regional, mediante la dilución del isótopo de potasio  $^{40}\text{K}$ , y a partir del valor hallado, se calcula la masa magra (Kirdendall y Calabrese, 1983; Houtkooper, 1996).

El contenido de potasio en masa libre de grasa considerado normal es de 2,66 g/kg en varones adultos, 2,3-2,5 g/kg en mujeres adultas, y en los niños y jóvenes 2,5g/kg. (Lohman, 1986).

La dilución  $^{40}\text{K}$  permite determinar además de la masa libre de grasa, la cantidad de proteínas, considerando que la relación nitrógeno:potasio es constante e igual a 0,469 g/mmol (Lohman, 1986).

La absorciometría dual con radiografía (DEXA) se basa, como ya se indicó, en un modelo corporal de tres componentes: componente mineral corporal, tejido blando no mineralizado y tejido graso (Eliakim y cols., 2000), con lo que se puede conocer el contenido mineral regional y corporal total, la masa magra y la masa grasa (Houtkooper, 1996).

El principio de funcionamiento consiste en la emisión de un doble rayo de fotones, generado mediante rayos X, que es capaz de diferenciar entre contenido mineral óseo y tejido blando, de forma que tras evaluar la masa ósea, permite determinar directamente masa grasa y magra de los tejidos blandos.

Aunque no se ha demostrado que la DEXA sea el mejor sistema en la determinación de la masa grasa, se la considera un método de referencia por ser un sistema muy fiable (Yannakoulia y cols., 2000). Según el Grupo osteoporosis de la semFYC (2000) tiene una precisión del 1-2% (valorada en función del coeficiente de variación) y una fiabilidad del 3-5%. Además es un método seguro, rápido, que requiere mínima cooperación del paciente, que aporta simultáneamente información sobre la mineralización ósea, y que parece afectarse menos que otros sistemas por las fluctuaciones del agua corporal total, correlacionándose bien con otros métodos de referencia como la hidrodensitometría (Eliakim y cols., 2000). Presenta

el inconveniente de que las determinaciones pueden verse alteradas en sujetos con aumento del panículo adiposo (Kaufman y cols., 2002).

La cineantropometría es el estudio de la forma, composición y proporción del cuerpo humano mediante el empleo de mediciones (Esparza, 1990). La cineantropometría, que es aparentemente sencilla, exige un extraordinario rigor, tanto en la forma de medir (concepto de precisión) como en la correcta aplicación del método escogido (concepto de exactitud), por lo que es necesario para su empleo un entrenamiento minucioso y una escrupulosa adhesión a las técnicas empleadas. Es necesario además, poseer conocimientos de anatomía, matemáticas, física, estadística e informática (Morate y cols., 1989).

Para realizar las determinaciones sobre el cuerpo deben conocerse unos puntos anatómicos de referencia preestablecidos. El instrumental de trabajo debe estar homologado, ser preciso y calibrarse periódicamente para evitar errores en las medidas que se realicen (Esparza, 1990).

Las medidas biométricas que se toman son: el peso total, alturas, longitudes, perímetros de extremidades, diámetros óseos y pliegues subcutáneos. Los valores así obtenidos se trasladan a ecuaciones de regresión que predicen la composición corporal: densidad, porcentaje y masa grasa, indicando también la porción que corresponde a músculo, hueso y peso residual. No existe unificación en la determinación de la composición corporal mediante cineantropometría, empleándose diversas metodologías para su cálculo (Esparza, 1990). En cualquier caso, según Hodgdon y cols. (1996), la masa magra se predice bien mediante métodos que emplean ecuaciones de regresión basadas en el grosor de los pliegues subcutáneos y la densidad corporal.

La cineantropometría ofrece además información sobre la proporcionalidad y morfología del sujeto estudiado, como ya se ha indicado, y sobre el estado nutricional y crecimiento (Kirdendall y Calabrese, 1983; Morate y cols., 1989; Esparza, 1990; Houtkooper, 1996). No es un método invasivo, presenta unos costes bajos, no requiere de un laboratorio para su realización, lo que permite su empleo como técnica de campo, y una vez adquirido el dominio de su metodología, es relativamente fácil su aplicación; por todo ello es uno de los sistemas más empleados (Reid, 1992; Williams y Bale, 1998).

Cuando sólo se quiere determinar el porcentaje de peso graso se emplea únicamente la plicometría o determinación de pliegues subcutáneos. Este método se basa en la asunción de

que el grosor de los pliegues grasos subcutáneos guarda una proporción constante con la masa grasa total, y que los sitios seleccionados para medir representan el grosor medio de los pliegues subcutáneos (Houtkooper, 1996). La precisión en la determinación del porcentaje de masa grasa a partir de los pliegues, depende de factores como la selección de la apropiada ecuación predictiva, o la estimación precisa de los pliegues en los mismos puntos anatómicos que se emplearon para desarrollar dicha ecuación. No obstante, la plicometría es considerado un método adecuado, rápido, fácil y barato para medir la grasa corporal (Yannakoulia y cols., 2000).

El concepto de somatotipo o biotipo hace referencia al aspecto y morfología corporal objetivos (Morate y cols., 1989). En esencia se trata de la descripción numérica de la configuración morfológica de un individuo en el momento de ser estudiado (Esparza, 1990), y se define mediante tres componentes: endomorfia, mesomorfia y ectomorfia, relacionados respectivamente con adiposidad, muscularidad y linealidad de las formas. El cálculo de cada componente se realiza a partir de ecuaciones de regresión en las que se sitúan los datos pertinentes obtenidos mediante la cineantropometría. La morfología corporal puede considerarse dependiente de factores genéticos, edad, sexo, alimentación, nivel de actividad física, condiciones ambientales y socio-culturales.

Para el cálculo del somatotipo la metodología está unificada (Esparza, 1990). En la sección Material y Métodos, será ampliamente expuesta dicha sistemática marcada por el Grupo Internacional de Trabajo en Cineantropometría.

El valor numérico obtenido para cada componente del biotipo, lo podemos trasladar al triángulo de Reuleaux para obtener una representación gráfica. Se trata de un triángulo equilátero con lados curvos cuyos vértices corresponden a los somatotipos extremos: mesomorfia, endomorfia y ectomorfia puras. Está situado sobre dos ejes cartesianos (X e Y) con diferentes escalas. A esta representación gráfica del somatotipo se la conoce como somatocarta (Figura 27, p.102). Para situar el valor de cada componente del somatotipo sobre la somatocarta, necesitamos haber obtenido las coordenadas X e Y del mismo, las cuales se consiguen a partir de las cifras de endomorfia, mesomorfia y ectomorfia.

## INTRODUCCIÓN

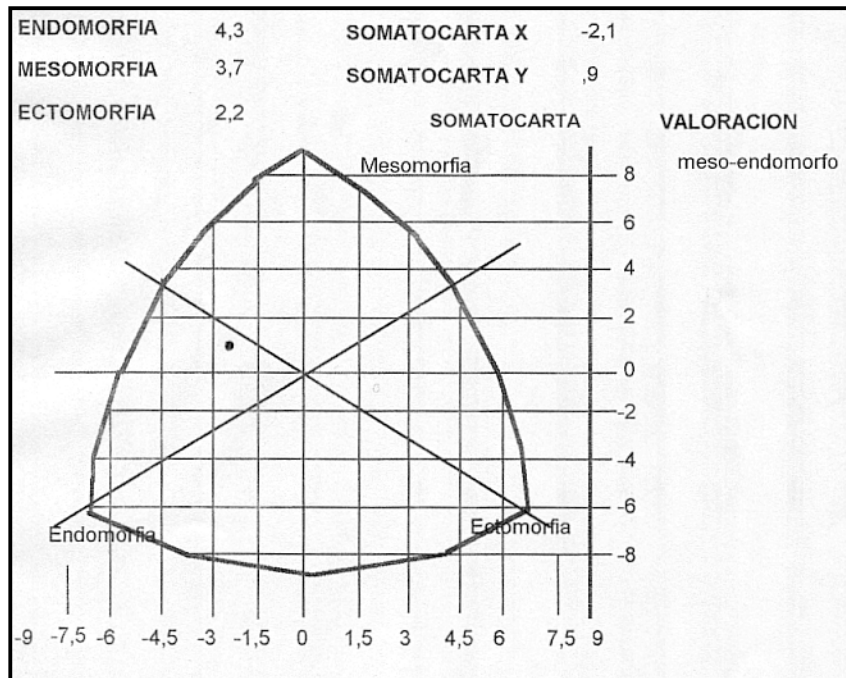


Figura 27  
Triángulo de Reuleaux y somatocarta.  
Valoración del somatotipo en un bailarín profesional de danza española (BNE).

El patrón de proporcionalidad viene determinado por el somatograma, que consiste en una gráfica que refleja las distintas determinaciones cineantropométricas obtenidas para un sujeto o un grupo, comparadas con el patrón poblacional medio o con los valores medios de un colectivo dado.

La conductividad eléctrica corporal total consiste en la determinación del volumen de distribución de los elementos conductores del cuerpo, o lo que es lo mismo, de la masa magra (Hergenroeder y cols., 1991a).

El instrumento de medida que se emplea consiste en un gran solenoide, que presenta una frecuencia de oscilación de 5 MHz, generando de este modo un campo electromagnético que varía en función del tiempo (Fiorotto y cols., 1987). Las corrientes eléctricas que sean inducidas en un conductor situado dentro de dicho campo provocan un cambio en la impedancia del solenoide; la diferencia entre la impedancia del solenoide cuando está vacío y cuando el conductor (masa magra del sujeto) se sitúa dentro de él, representa el grado de interacción entre el sujeto y el campo electromagnético. La magnitud de dicha interacción queda reflejada en el valor hallado mediante la conductividad corporal total, y depende de los parámetros eléctricos

del propio solenoide, y de la conductividad, longitud y área de sección del conductor situado en su interior.

En función de lo antedicho, la longitud, geometría, propiedades dieléctricas y composición iónica de la masa magra pueden modificar, de forma independiente, las mediciones realizadas por el aparato (Fiorotto y cols., 1987). La cortical de los huesos, la grasa y el cerebro son tejidos de baja conductividad, pero pueden interferir en la valoración de la masa magra, ya que interactúan con el campo electromagnético en la medida que contribuyen a determinar el área de sección del sujeto; además, su efecto sobre la geometría varía en función de su ubicación respecto a la masa magra.

La precisión de las determinaciones de la composición corporal obtenidas mediante conductividad corporal total es de 0,5-1%, existiendo una alta correlación entre este sistema y otras técnicas de referencia en la valoración de la masa magra de humanos adultos (Fiorotto y cols., 1987; Hergenroeder y cols., 1991a). Debido a que el error asociado con el método de conductividad corporal total es sustancialmente menor que el encontrado en otras técnicas alternativas (densidad corporal, potasio corporal total, nitrógeno corporal total, agua corporal total), este método no sólo predice la masa magra individual estimada con más fiabilidad desde el punto de vista estadístico, sino que requiere menor tamaño de las muestras para los grupos estudiados. Por otra parte, dado que la geometría o forma corporal influye en los valores obtenidos mediante esta técnica, la fiabilidad de las ecuaciones empleadas para estimar la conductividad, diseñadas a partir de adultos de población general, puede disminuir si son aplicadas a otros grupos.

La conductividad corporal total no produce disconfor, es segura y precisa independientemente de la habilidad del investigador. Es rápida, permitiendo medir a grandes grupos fácilmente y proporcionando información inmediata que aportarle al paciente o sujeto de estudio (Fiorotto y cols., 1987; Hergenroeder y cols., 1991a).

La impedancia bioeléctrica o bioimpedancia (BIA) se basa en el hecho de que el cuerpo humano es un conductor iónico cuya resistencia depende de su longitud, del área de sección transversal, de la composición iónica del volumen conductor y de la frecuencia de la corriente que lo atraviesa (Houtkooper, 1996; Liang y cols., 2000). Es una técnica que evoluciona a partir de la pletismografía por impedancia (Organ y cols., 1994).



## INTRODUCCIÓN

Mediante la BIA se valora la impedancia o resistencia del tejido corporal al paso de una corriente eléctrica de baja amplitud y frecuencia.

La resistencia (R) de un conductor cilíndrico viene caracterizada por su resistividad ( $\rho$ ), área de sección transversal (A) y longitud (L), relacionados según las siguientes fórmulas:

$$\begin{aligned} R &= \rho L / A \\ \downarrow \\ L \times A &= L \times (\rho L / R) \\ \downarrow \\ V &= \rho L^2 / R \end{aligned}$$

Donde V es el volumen, y la resistividad en un segmento corporal varía dependiendo de la resistividad de los tejidos que lo forman.

La aplicación de estas fórmulas a los sujetos humanos requiere la asunción de que el cuerpo humano tiene una forma similar a un cilindro en que L es la altura del sujeto, y el tejido con agua presenta una  $\rho$  uniforme, con lo que la fórmula quedaría (Organ y cols., 1994):

$$\text{Agua corporal total} \approx \text{Altura corporal}^2 / R$$

Esta ecuación sirve para relacionar empíricamente el agua corporal total y la masa magra, para lo que hay que añadir una aseveración más: el agua corporal total es una fracción constante de la masa magra, considerada normalmente como un 73% de la misma:

$$\text{Altura corporal}^2 / R \approx \text{masa magra}$$

La conductividad biológica tiene lugar primariamente en el tejido magro puesto que es en él donde se sitúa todo el agua y electrolitos conductores del cuerpo. La impedancia será inversamente proporcional al volumen de tejido magro, y de esta forma, los cambios de éste volumen producen cambios en la impedancia (Organ y cols., 1994). La conductividad biológica del cuerpo se ve afectada por el contenido electrolítico de la masa magra, la masa de células corporales y el agua corporal total (Liang y cols., 2000).

Este modelo resistivo de la composición corporal se basa, como se ha indicado, en la resistividad, área de sección y longitud del segmento corporal. Se supone que el peso corporal y la altura se correlacionan respectivamente con la sección transversal y la longitud de cada segmento corporal, y por ello, se utilizan como estimadores de estas variables. La edad debe añadirse como variable independiente para deducir los cambios subyacentes en la estructura corporal con el paso de los años. Por lo tanto, a partir del valor de impedancia obtenido, la

altura, peso y edad del sujeto, podemos conocer el porcentaje y valor absoluto de la masa magra del sujeto (Houtkooper, 1996), y además, el porcentaje de agua corporal (Hodgdon, 2000), la densidad corporal (Williams y Bale, 1998), y mediante el empleo de ecuaciones de regresión, el porcentaje de grasa corporal.

La bioimpedancia tiene una fiabilidad alta, es un método no-invasivo, rápido, sencillo de aplicar, no dañino, y relativamente fiable (Liang y cols., 2000; Yannakoulia y cols., 2000). La mayor limitación de este método en la determinación de la composición corporal es precisamente su fiabilidad, que depende, de la selección de las ecuaciones predictivas adecuadas (Yannakoulia y cols., 2000). Los cambios en la distribución del agua corporal y los incrementos en el flujo y temperatura cutáneos también alteran la conductividad bioeléctrica (Liang y cols., 2000). Proporciona unos valores de masa magra que oscilan entre un 3-4% respecto a los métodos de referencia. La conductividad eléctrica corporal total es más fiable que la bioimpedancia (Houtkooper, 1996).

La reactancia de infrarrojos se basa en los principios de absorción y reflexión de la luz. Se sitúa una sonda de fibra óptica sobre la masa del bíceps, y se emite una radiación electromagnética, que es un rayo de luz infrarroja. La energía es reflejada o absorbida al pasar la luz a través de los distintos tejidos (la grasa subcutánea y el músculo la absorben parcialmente, y el tejido óseo la refleja), siendo monitorizada mediante el detector óptico del que consta la propia sonda. Aún es necesaria la realización de estudios bien diseñados para validar esta técnica y determinar si es un medio exacto y fiable en la estimación de la composición corporal en jóvenes y adultos (Houtkooper, 1996).

Revisados los distintos métodos destinados al conocimiento de la composición corporal, y volviendo al tema que ocupa este estudio, los bailarines de danza española, encontramos que en el siglo XIX el crítico francés de danza Gautier decía de las bailarinas españolas que no ofrecían esa “delgadez de caballo” común en las francesas, conservando las redondeces propias de su sexo (Del Río, 1993). Señalaba también, que tenían aspecto de mujeres que bailan, no de bailarinas. Estas ideas se han mantenido hasta hoy día, ya que es común la creencia de que las bailarinas de ballet son delgadas, mientras que las de danza española, sin llegar a la obesidad, no buscan ni aprecian esa longilineidad del físico, siendo, al contrario, estéticamente beneficiosa para la progresión profesional y artística, una cierta dosis de “redondeces”.

Sin embargo, fuera de la especulación, actualmente no existen datos objetivos al respecto. Nuevamente quedan reducidos a la parquedad de la talla y peso indicada por Bejjani y cols. (1988) en su grupo de estudio, 10 bailarinas profesionales de flamenco afincadas en New York.

Son, no obstante, relativamente numerosos los estudios sobre composición corporal y antropometría, dedicados especialmente a bailarinas de ballet clásico, estudiantes y profesionales, y en menor medida, a las que practican la danza contemporánea o a bailarines varones.

En estos estudios se han empleado la mayoría de los métodos descritos con anterioridad: la hidrodensitometría (Kirdendall y Calabrese, 1983; Van Marken-Lichtenbelt y cols., 1995), la hidrometría (Herhenroeder y cols., 1991a y 1991b; Van Marken-Lichtenbelt y cols., 1995), la DEXA (Van Marken-Lichtenbelt y cols., 1995; Yannakoulia y cols., 2000; Eliakim y cols. 2000; Kaufman y cols., 2002), conductividad corporal total (Herhenroeder y cols., 1991a, 1991b y 1993), la cineantropometría, que ha sido el método más empleado (Dolgener y cols., 1980; Clarkson y cols., 1989; Doreste y Massó, 1989; Katch, 1993; Hergenroeder y cols., 1993; Koutedakis y cols., 1999; Yannakoulia y cols., 2000; Eliakim y cols. 2000; To y cols. 2000) y la bioimpedancia, de empleo más reciente (Yannakoulia y cols., 2000; Eliakim y cols., 2000; To y cols., 2000).

Mediante estos estudios, hemos podido conocer que las bailarinas de ballet son más altas que la media poblacional, con un peso inferior en un 6-12% al esperado para su talla. En el caso de los varones el peso se encuentra sólo un 2% por debajo de lo esperado. El porcentaje de peso graso en ambos sexos es inferior a la media poblacional y equiparable al de deportistas, presentando además ambos sexos un buen desarrollo muscular. Algunos de estos trabajos han permitido también establecer el somatograma de bailarinas profesionales de clásico y contemporáneo como en el caso de Dolgener y cols. (1980), y el somatotipo e índices de proporcionalidad, según mencionan Doreste y Massó (1989), aunque estos datos no aparecen publicados en su artículo; han permitido también, buscar la relación entre composición corporal y nivel de desempeño artístico en estudiantes y profesionales de ballet (Clarkson y cols., 1989), o establecer la comparación entre los bailarines profesionales de ballet y otros colectivos deportivos (Kirkendall y Calabrese, 1983). Han proporcionado ecuaciones de regresión específicas para determinar la masa magra en bailarinas de ballet (Hergenroeder y cols., 1993), o un sistema de análisis del perfil antropométrico corporal que permite determinar la proporcionalidad de los

diversos segmentos corporales de la bailarina respecto a sí misma, y no respecto a estándares poblacionales, como ocurre en el caso del somatograma (Katch, 1993).

Kirkendall y Calabrese (1983) estudian la composición corporal de los bailarines en pretemporada y pico de temporada, destacando la necesidad de valorar el porcentaje de masa magra cuando se está ante bailarines con proyección profesional. Koutedakis y cols. (1999), por su parte, valoran la composición corporal al final de la temporada, en el inicio de la siguiente y tras 2-3 meses de entrenamiento, empleándolo como medio de estimación del estado de salud de las bailarinas.

### 3.7. EPIDEMIOLOGÍA EN LA DANZA

La epidemiología es la rama de la medicina que estudia la frecuencia y distribución de enfermedades en una población y los factores que condicionan la aparición de dichas enfermedades.

Uno de los objetivos iniciales de la epidemiología es el estudio del estado de salud de la población (epidemiología descriptiva). Una fase ulterior sería relacionar los factores de riesgo o factores causales con la aparición de la propia enfermedad, lo que sería la investigación etiológica (epidemiología analítica); en la fase final se realizan estudios de prevención que permiten evitar la aparición de la enfermedad en la población (epidemiología preventiva). El objetivo final de los estudios epidemiológicos es mejorar la salud y prevenir la enfermedad en la población.

Cuando la población de estudio la restringimos a la danza, estamos hablando de conocer el estado de salud e identificar factores de riesgo y marcadores de riesgo en bailarines, con el fin de intentar evitar la aparición de patología en este colectivo. Si restringimos la población de riesgo a “sólo bailarines”, también hay que buscar los factores de riesgo a los que es sometido de forma particular este colectivo, puesto que el resto de factores los comparten con población general.

Quizá el punto de partida fundamental en la investigación en colectivos concretos, como pueden ser los bailarines, y especificando más, los que bailan danza española, es saber si realmente son ‘tan concretos’, es decir, si difieren, desde un punto de vista epidemiológico, del resto de la población general. Según Bejjani y cols. (1988) las lesiones, procesos

patológicos e hipertrofia del sistema musculoesquelético dependen de la ocupación desarrollada por el sujeto.

A la hora de recoger información sobre estudios epidemiológicos referidos a la danza española, nos volvemos a encontrar con el mismo problema que al hablar de la biomecánica o de la composición corporal: la ausencia prácticamente absoluta de dicha información. Nuevamente, la única fuente en la literatura médica, hasta la fecha, es el trabajo de Bejjani y cols. (1988), en que se recoge la edad de los sujetos, la duración de su carrera profesional y las horas de entrenamiento semanal; también aparecen datos clínicos tales como el rango de movilidad de diversas articulaciones del pie y las deformidades observadas en el mismo valorado en 10 bailarinas, y el porcentaje de distintas patologías sufridas en el momento de la investigación referido a 29 bailarines (sin especificar participación por sexos).

En el ballet clásico se han realizado innumerables trabajos de investigación que recogen información sobre patología en estudiantes y profesionales, tanto hombres como mujeres. En menor medida han sido analizados otros tipos de danza tales como contemporáneo (Solomon y Micheli, 1986a), jazz (Clanin y cols., 1986), o variedades (Rovere y cols., 1983; Evans y cols., 1996). Según estos trabajos la patología en la danza se focaliza sobre aparato locomotor, siendo la lesión el problema médico más frecuente en el bailarín, hasta el punto de ser considerado como ‘normal’. Según Stephens (1987), el bailarín se enfrenta permanentemente a la posibilidad de una lesión seria e incapacitante, y son pocos los que escapan a la tragedia de ver interrumpida bruscamente su carrera por esta causa.

El otro gran grupo de patologías afecta preferentemente a la mujer, y se trata de alteraciones endocrinológicas y problemas derivados de malnutrición, entre los que se encuentran las anormalidades menstruales, la anorexia nerviosa, la bulimia y el síndrome de emanciación-amenorrea (Calabrese, 1982).

### 3.7.1. Patología musculoesquelética en la danza.

Conceptuando el dolor como el signo fisiológico más precoz de lesión, encontramos que los bailarines profesionales de ballet clásico y danza contemporánea presentan dolores musculoesqueléticos diariamente (Doreste y Massó, 1989; Ogilvie-Harris y cols., 1995), durante el desarrollo de sus actividades habituales: entrenamiento y trabajo en escenario.

Los bailarines profesionales y los estudiantes de danza son considerados dos grupos poblacionales propensos a sufrir lesiones musculoesqueléticas, aunque estas no suelen ser graves,

según Ryan y Stephens (1987), es decir no llegan a generar incapacidad permanente o a dejar secuelas para la vida normal. La mayoría son lesiones menores y no requieren más de unos días de descanso en el trabajo; no obstante, al ser numerosas y recidivantes, es frecuente la incapacidad temporal. Por ejemplo, el 37% de las lesiones en los bailarines de variedades (Evans y cols., 1996) van a causar, al menos, perder una representación.

En el estudio realizado por Ryan y Stephens (1987), el 90% de los bailarines profesionales habían sufrido alguna lesión a lo largo de sus carreras, bajando a un 63% en el caso de los estudiantes. En cuanto a incapacidad física para bailar, temporal o permanente, la habían sufrido el 50% de los estudiantes encuestados y el 62% de los profesionales, lo que se traducía en su caso en incapacidad laboral, que para el 26% había supuesto perder el salario. En bailarines retirados encuestados, todos habían tenido al menos una lesión durante sus carreras, pero la mayoría había padecido muchas que realmente eran recurrencias de la lesión inicial (Lewis y cols., 1997).

En cualquier caso la prevalencia de lesiones debidas a la danza, es muy superior a aquella de la que se tiene constancia, ya que el bailarín tiene tendencia a ocultar, a sí mismo y a los demás, sus procesos patológicos, simplemente para poder seguir bailando. Por un lado la danza suele ser el motivo central de su existencia, como lo demuestra el hecho de que las bailarinas de clásico y contemporáneo alcancen, en la escala de adicción negativa de Hailey y Bailey, los baremos de dependencia negativa más altos, superiores incluso a los que presentan corredoras de resistencia (Pierce y cols., 1993), consideradas de por sí como grupo de alta “adicción”. Otra importante motivación para ocultar las lesiones es evitar perder un papel o el salario. Garrick y Requa (1993) encuentran en una gran compañía americana de ballet (compuesta por 70 bailarines + 12 aspirantes + estudiantes avanzados que se suman para ensayos y representaciones), que durante los seis meses de la temporada, entre 1/3 y 1/2 de la compañía está simultáneamente en tratamiento debido a las lesiones, sin embargo sólo la mitad de los lesionados lo da a conocer al equipo médico de la compañía, según los autores, para evitar no cobrar, o incluso el despido. En otra compañía de ballet, en este caso sueca, formada por 40 bailarines, de las 376 lesiones sufridas a lo largo de 3 años, sólo fueron declaradas oficialmente 20 (Ramel y Moritz, 1994). En este caso la proporción en la discrepancia entre los datos oficiales y el número real de lesiones es 1/19.

## INTRODUCCIÓN

La lesión más frecuente en la danza es la de tipo crónico (Ryan y Stephens (1987; Simpson y Kanter, 1997), lo cual guarda relación por un lado, con el hecho comentado previamente, de la alta frecuencia de recidivas en las lesiones, y por otra parte con la etiología de las mismas, ya que el sobreuso por microtrauma repetido es la causa más común de patología musculoesquelética en este colectivo (Sammarco, 1983 y 1984; Hamilton, 1986; Teitz, 1986; Gantz, 1986; Solomon y Micheli, 1986a; Solomon y Micheli, 1986b; Ryan, 1987; McDonnell y Butler, 1988; Lamata et al. 1988; Simpson y Kanter, 1997). Este tipo de lesiones son propias de actividades físicas que requieren una técnica precisa y movimientos repetitivos (Peterson y Reström, 1989), y clínicamente se caracterizan por su comienzo insidioso y no ser invalidantes a corto plazo.

Los factores de riesgo para lesiones por sobreuso según la Sports Medicine Division at Harvard Children Medical Center Hospital (Sohl y Bowling, 1990) son:

1. Errores de entrenamiento. Incluidos cambios bruscos en intensidad, duración y frecuencia de entrenamiento.
2. Desequilibrio musculotendinoso que afecte a fuerza, elasticidad o ambas.
3. Mal alineamiento del miembro inferior, incluidas: dismetrías, anomalías rotacionales en caderas, anomalías en la posición de rótula, presencia de genu varum, genu valgum o pie plano.
4. Calzado: estructura inadecuada, o incorrecto material de absorción de impacto.
5. Suelos.

A estos factores añade Samarco (1983, 1984) los errores técnicos y la falta de disciplina como causas de exacerbación o aparición de los síntomas de sobreuso. Otras causas apuntadas por Reid (1988) son: el comienzo a edad temprana del entrenamiento serio y riguroso, con muchas horas semanales, y un mal entrenamiento. A estas añade Gelabert (1980) el cuerpo inadecuado para las exigencias a las que es sometido, las malas condiciones de trabajo, la malnutrición y el cansancio.

En la mayoría de los estudios y revisiones (Washington, 1978; Quirk, 1983; Baillon, 1983; Solomon y Micheli, 1986a; Bowling 1989; Fernandez-Palazzi y cols., 1992; Garrick y Requa, 1993; Simpson y Kanter, 1997), la localización preferente de las lesiones es en miembros inferiores, independientemente del tipo de danza, del nivel del ejecutante y del tipo de lesión, ya

sea aguda o crónica. Schon y Weinfeld (1995) refieren, sin embargo, como localización más frecuente la columna.

En cuanto al tipo de estructura anatómica, predomina la afectación de tejidos blandos, en ambos sexos e independientemente del tipo de danza practicado (Quirk, 1983; Clanin y cols., 1986; Solomon y Micheli, 1986b; Pintos, 1990; Evans y cols., 1996; Lewis y cols., 1997).

Si se analiza el patrón lesional en función del sexo, existen discrepancias entre los diversos autores, mientras unos afirman que no hay diferencias (Bowling, 1989; Hamilton, 1989); otros encuentran que se lesionan con mayor frecuencia los varones (Quirk, 1983; Baillon, 1983; Solomon y Micheli, 1986b). Para Evans y cols. (1996), sin embargo, el hecho de ser mujer es un factor de riesgo en la danza de variedades, y según Leanderson y cols. (1996) además las bailarinas de ballet tardan más en recuperarse de sus lesiones que los bailarines. Se señalan también diferencias por sexos respecto a la etiología de las lesiones, así en el varón suelen ser debidas a un traumatismo único, mientras que en las mujeres suelen ser causadas sobreuso (Nilsson y cols., 2001). Por último, hay estudios que señalan diferencias en la localización anatómica de las lesiones en función del sexo (Baillon, 1983; Solomon y Micheli, 1986b; Fernández-Palazzi y cols., 1992), aunque cada uno señala una localización preferente para hombres y mujeres, Klemp y Learmonth (1984) observan incluso diferencias histológicas, de modo que aun predominando las lesiones en tejidos blandos en ambos sexos, como ya se ha dicho, varía el tipo de tejido según se trate de un bailarín o una bailarina.

Para Hamilton y cols. (1989), la distribución y frecuencia de las lesiones no es un problema de sexo, sino del tiempo total que el sujeto lleva bailando, a este respecto hay que tener en cuenta que los hombres suelen empezar más tarde que las mujeres, concretamente en el estudio de este autor las mujeres empezaron a los 7,5 años de edad y los hombres a los 11 años.

Este factor tiempo es también importante para marcar las diferencias entre profesionales y estudiantes. Los profesionales tienen el doble de lesiones que los estudiantes (Ryan y Stephens, 1987), debido, por un lado a la mayor carga de trabajo, y por otro a llevar más años entrenando. En Brodaway (Evans y cols., 1996), las lesiones se producen sobre todo durante las actuaciones, siendo las horas en el escenario y el número de representaciones un factor de riesgo. En ballet y contemporáneo es igualmente durante los ensayos y sobre todo en las representaciones, cuando mayor es el riesgo de sufrir una lesión (Baillon, 1983; Bowling, 1989; Garrick y Requa, 1993).



En el joven estudiante, la queja más frecuente es el dolor en cara anterior de la rodilla (Howse, 1987), debido esencialmente a patología del aparato extensor (condromalacia, rodilla del saltador, Osgood-Schlatter), constituyéndose muchas veces en factor de selección, y obligando al adolescente a abandonar la danza.

3.7.2. Trastornos endocrinológicos y problemas derivados de malnutrición. Trastornos genitourinarios.

Este tipo de patología no traumatológica es más frecuente en mujeres, aunque no exclusiva. Engloba un grupo de trastornos en los que subyace una nutrición deficitaria, un exceso de trabajo físico y la afectación del delicado equilibrio hormonal del sujeto.

Respecto a los **hábitos nutricionales** de las bailarinas y bailarines de ballet, estos presentan gran número de manías alimentarias, siguiendo generalmente un régimen alimentario inadecuado. El origen de esta deficitaria alimentación se encuentra, según Calabrese y Kirkendall (1983), en el desconocimiento de las normas básicas de nutrición y en las grandes exigencias respecto al peso y a la imagen corporal a las que se ven sometidos, afectando éstas especialmente las mujeres. El hecho es que todo ello desemboca en dietas erráticas y habitualmente deficitarias en múltiples nutrientes en relación a las Cantidades Diarias Recomendadas (Peterson, 1986; Hamilton, 1991; Calabrese, 1982; Holderness y cols., 1994), con unos consumos calóricos medios que varían según los grupos de bailarines de ballet estudiados entre las 1000-1890 kcal/d (Calabrese y Kirkendall, 1983; Maloney, 1983; Warren y cols., 1986; Mostardi, 1986; Loosli y cols., 1987; Benson y cols., 1989), siendo sólo superiores, 2126 kcal/d, en un estudio realizado en nuestro país sobre bailarines de contemporáneo (Cuesta, 1993). Estos trastornos en la cantidad y calidad de la alimentación, no suelen manifestarse con signos clínicos de malnutrición ni reflejarse en la alteración de los parámetros analíticos habituales (Calabrese y Kirkendall, 1983; Warren y cols., 1986; Valentino y cols, 2001).

La restricción calórica conlleva pérdida de electrolitos, minerales, depósitos de glucógeno y masa muscular, perdiéndose en definitiva, menos tejido graso del que desea el bailarín. La pérdida de glucógeno, mantenida por las múltiples sesiones de entrenamiento y la restricción dietética, junto con la deshidratación habitual, contribuyen al desarrollo de un estado de fatiga frecuente entre bailarines, que además favorece la aparición de lesiones (Calabrese y Kirkendall, 1983; Loosli y cols., 1987; Lewis y cols., 1997).

Existen otras manifestaciones de la malnutrición bien conocidas y de mayor gravedad que implican un trastorno de base psicológica: la anorexia nerviosa y la bulimia.

La anorexia nerviosa es una entidad caracterizada por emanciación autoinducida, acompañada de alteraciones fisiológicas (amenorrea, estreñimiento, hipotermia, bradicardia e hirsutismo) en el marco de profundas anormalidades psicológicas (Calabrese y Kirkendall, 1983). Ha incrementado su presencia en las últimas décadas, afectando sobre todo a países occidentales industrializados. La frecuencia de anorexia nerviosa varía entre un 0'4-8,1 por 100.000 habitantes (Neumarker y cols., 1998), aunque entre adolescentes de raza blanca y clase media alta llega hasta el 1%. Según Miguel-Tobal y cols. (1998), la que cumple todos los criterios del DSM-IV (American Psychiatric Association 1994) se da en el 0,5-1% de las mujeres entre 14-17 años, produciéndose además en la última década del siglo pasado, un incremento de la prevalencia de anorexia entre los varones, situándose la proporción en 1 varón por cada 10 mujeres. Presenta una mortalidad entre el 5-15% (Williams y Speroff, 1987). Las causas de muerte son el ayuno prolongado, que conduce a arritmias cardíacas, y el suicidio (Foster, 1989).

Bulimia significa literalmente ‘borrachera’ de comida o ‘hambre digna de un buey’ (Foster, 1989). El término hace referencia a la ingesta ocasional de grandes cantidades de alimento en forma compulsiva, sabiendo el paciente que esa forma de comer es anormal y temiendo no poder detener la ingestión. Se da sobre todo en mujeres, que alternativamente se atiborran de comida y posteriormente se purgan, bien mediante la inducción del vómito o el uso de laxantes, o bien siguiendo un ayuno simple o ayudado con fármacos atenuantes del apetito (anfetaminas). La frecuencia de la bulimia es difícil de determinar, pero los vómitos autoprovocados, aunque no sean el síndrome completo, probablemente afecten al 1-2% en población general. Es frecuente la presencia de ansiedad, depresión e irritabilidad, así como la ideación suicida (Miguel-Tobal y cols., 1998). El pronóstico de la bulimia es peor que el de la anorexia, quizá porque los trastornos psiquiátricos acompañantes son mayores. El suicidio es dos veces más frecuente. Otras causas de muerte son la dilatación gástrica, rotura esofágica o gástrica, neumonía por aspiración y pancreatitis (Foster, 1989).

La anorexia y la bulimia pueden coexistir en un mismo paciente, aunque los cuadros clínicos sean diferentes. La anorexia pura puede evolucionar a bulimia pura, siendo rara la transformación inversa (Foster, 1989). La causa de ambos trastornos del comportamiento

nutricional se desconoce, pero en cualquier caso, la característica central, tanto de la anorexia como de la bulimia, es el intenso miedo a engordar.

La anorexia nerviosa y la bulimia presentan una frecuencia 7-10 veces superior entre bailarinas que entre sus pares en población general (Hamilton, 1991; Maloney, 1983; Foster, 1989), considerándose este colectivo como un grupo de alto riesgo para padecer la enfermedad (De Souza y Metzger, 1991).

Los individuos con riesgo de desarrollar desórdenes alimentarios gravitan en torno a actividades culturales, vocacionales y profesionales, en las que existe un interés focalizado en el físico (peso, tamaño y forma) y grandes expectativas de éxito: deportistas, bailarines y modelos (Unikel y Gómez, 1996).

La preocupación de los bailarines por su peso está realmente justificada, debido a las exigencias artísticas, estéticas e incluso contractuales a las que están sometidos. En sí la danza, al menos el ballet clásico, es una actividad de bajo consumo calórico: 300 kcal/h en varones y 200 kcal/h en mujeres (Calabrese y Kirkendall, 1983). Para el bailarín, en su intento de conseguir el aspecto estético exigido, no sólo por los estamentos artísticos, sino también por la sociedad actual, se convierte en fundamental el mantener un determinado peso, aunque sea a expensas de dietas extrañas. No debe sorprender, según Maloney (1983), que los trastornos del comportamiento dietético presenten tan alta prevalencia en este colectivo.

No obstante, es necesario aclarar que en la danza es más frecuente el problema de engordar y no la anorexia o la bulimia en sí. A los bailarines les gusta comer y las conductas dietéticas estrictas vienen determinadas, como se ha dicho, por motivos estéticos y artísticos, y no por la existencia de una deformación de la imagen corporal. Los bailarines comen para vivir, difiriendo el placer de la comida para periodos vacacionales o el retiro profesional (Calabrese, 1982). Esto queda demostrado por el incremento de peso en periodos vacacionales, y podría explicar el hecho de que aun siendo el ambiente de la danza potenciador de conductas dietéticas anómalas, en las bailarinas normales sólo se desarrolla el cuadro físico de amenorrea y pérdida de peso que acompaña a bulimia y anorexia nerviosa, y no el cuadro psicopatológico completo, que incluye uso de sustancias y alteraciones emocionales, que sin embargo, sí aparece en personas con trastornos graves del comportamiento dietético, tanto en bailarines como en la población general (Holderness y cols., 1994; O'Mahony y Hollwey, 1995). Ello podría deberse a la aceptación social, en el mundo de la danza, de estos comportamientos dietéticos anormales, o

quizá a que para los bailarines adelgazar no es un fin en sí mismo, sino un medio de desarrollar su carrera; mientras que en el anoréxico adelgazar es el único fin.

En lo referente a danza española, no existe ninguna constancia en la literatura médica sobre los hábitos nutricionales de este colectivo o de la prevalencia de los trastornos graves del comportamiento nutricional. Se mantiene la creencia, como se comentó en el apartado anterior de que la danza española es bailada por hombres y mujeres tal como son. Aunque hoy día fuese así, tal como al parecer ocurría en el siglo XIX (Del Río, 1993), también los hombres y mujeres de la sociedad del siglo XXI han cambiado. Como señalan Miguel-Tobal y cols. (1998) respecto a la sobrestimación del peso corporal, no es exclusiva de los trastornos del comportamiento alimentario, ya que actualmente buena parte al menos de las mujeres en países económicamente desarrollados, también experimenta este fenómeno, lo que puede ser un reflejo de la gran presión cultural que la sociedad occidental ejerce respecto al tema del físico y del adelgazamiento.

Por otra parte, los bailarines de danza española también constituyen, a priori, un grupo de riesgo para el desarrollo de trastornos del comportamiento nutricional, en la medida en que desarrollan una actividad profesional que focaliza la atención en el desempeño físico, desde los puntos de vista estético y artístico, y con la expectativa declarada de obtener el éxito ante el público; factores todos ellos, señalados por Unikel y Gómez (1996) como de riesgo, tal como se mencionó con anterioridad.

El otro gran grupo de patología no traumatológica habitualmente observada en bailarines son los **trastornos endocrinológicos**, que interfieren con la maduración corporal; suele añadirse el apelativo de ginecológicos a estos trastornos endocrinos ya que se localizan esencialmente en el eje hipotálamo-hipófisis-gonadal, y afectan principalmente a bailarinas, sobre todo de ballet, y en menor medida de contemporáneo, abarcando el retraso en la menarquia, la amenorrea secundaria y los ciclos menstruales irregulares, relacionándose con dietas restrictivas, estrés físico e inicio temprano en la actividad física intensa (Frisch y cols., 1980; Calabrese, 1982; Shade, 1983; Maloney, 1983; Warren y cols., 1986; Williams y Speroff, 1987; Hamilton y cols., 1988; Benson y cols., 1989; Frusztajer y cols., 1990; Warren y cols., 1991; Massó, 1992; To y cols., 1995; Warren y cols., 2002). A las alteraciones en la periodicidad de los ciclos menstruales, hay que añadir otras disfunciones menstruales, que también son quejas frecuentes entre las bailarinas: el síndrome premenstrual y la dismenorrea.

## INTRODUCCIÓN

Aunque sean menos conocidas y estudiadas las alteraciones endocrinológicas en los varones, según Golomer y cols. (1999), los bailarines varones también sufren un retraso en la aparición de la pubertad, alcanzando la madurez a los 23 años, mientras que a los 18 años aún son adolescentes prepúberes.

El ejercicio por sí mismo es capaz de producir trastornos menstruales (De Souza y Metzger, 1991), pero cuando se le suma la pérdida de peso el efecto se amplifica (Williams y Speroff, 1987). La dieta restrictiva, junto con el ejercicio físico intenso iniciado a edad temprana y mantenido durante la adolescencia, da lugar a desarreglos hormonales (Hamilton y cols., 1992; Valentino y cols., 2001), y dichos desarreglos, que afectan a los esteroides gonadales, se traducen en un retraso del cierre epifisario y una alteración de la remodelación ósea. De hecho, una complicación de la amenorrea es la pérdida de masa ósea y disminución de la densidad ósea (Broso y Subrizi, 1996). El estradiol, que es el principal contribuyente a mantener la densidad ósea femenina, en las mujeres amenorreicas está disminuido a valores similares al hallado en postmenopáusicas (De Souza y Metzger, 1991). Existe lo que se ha dado en llamar ‘triada de la mujer deportista’ (Foldes y cols., 1997; Montero y cols., 2002), típica de corredoras de larga distancia, bailarinas, patinadoras de patinaje artístico, saltadoras de trampolín y gimnastas:

- Hipogonadismo hipogonadotrópico (amenorrea del deporte).
- Desórdenes alimentarios (alimentación errática, bajo peso, bajo porcentaje de peso graso).
- Baja masa ósea.

La amenorrea en bailarinas profesionales es de origen hipotalámico, cursando en la mayoría de los casos estudiados con hipoestrogenismo (Warren y cols., 1986; To y cols., 2000; Valentino y cols.; 2001, Warren y cols., 2002), cuyo origen se debe situar en la alteración de la producción pulsátil del factor liberador de las gonadotropinas, y en la propia estructura alterada de las isoformas de éstas (Valentino y cols., 2001). El gasto energético elevado tiene un efecto modulador sobre el eje hipotálamo-hipofisario en la pubertad, y en combinación con un bajo porcentaje de grasa corporal, prolongarían el estado prepuberal e inducirían amenorrea (Warren, 1980), simulando, al menos en bailarinas de ballet, algunas de las anomalías vistas en la anorexia nerviosa o en estados caquéticos. Este hecho complica aun más la detección de una verdadera anorexia, que como veíamos anteriormente, presenta una prevalencia relativamente alta en la danza.

La no adquisición de una masa ósea óptima conduce, especialmente a las bailarinas, a una situación de vulnerabilidad (Hergenroeder, 1995), al sufrir estos desarreglos precisamente en la segunda década de la vida, época crítica para la adquisición del pico de masa ósea (Lewis y cols., 1997), ya que el 48% de dicha masa se adquiere en adolescencia (Frusztajer y cols., 1991), llegando a su máximo entre los 20-39 años (Grupo osteoporosis de la semFYC, 2000), momento a partir del cual empezará la pérdida de masa ósea partiendo de aquel máximo que se llegó a alcanzar en edades previas, y sufriendo este proceso, en las mujeres, una aceleración tras la menopausia. Si la ‘triada de la mujer deportista’ se da en adolescencia, el pico de masa ósea no se alcanza quedando irreversiblemente reducido, ya que, aún recuperando la mujer la periodicidad menstrual y produciéndose un incremento significativo en la densidad de masa ósea, éste no llega a alcanzar los valores esperados (Warren y cols., 2002), lo que incrementa la posibilidad de aparición posterior de osteoporosis postmenopáusica (Foldes y cols., 1997).

La maduración ósea retardada y la alteración de los procesos normales de remodelado óseo se han relacionado, a corto plazo, con un aumento en la prevalencia de escoliosis y fracturas de estrés en bailarines respecto a población general, afectando a ambos sexos (Warren y cols., 1986; Hamilton, 1991; Hamilton y cols., 1992; Warren y cols., 2002). Estos autores señalan una prevalencia de escoliosis entre bailarinas del 24%-50%, dependiendo de la muestra estudiada, frente al 3,9% en población general femenina, siendo en bailarines la prevalencia del 27% frente al 0,5% en población general masculina. Por otra parte, la danza no sólo figura entre las actividades físicas en las que con más frecuencia se padecen fracturas de estrés, sobre todo en metatarsianos, sino que además la mayoría de este tipo de fracturas y en esta localización son sustentadas por bailarines (Brukner y cols., 1996). En las bailarinas de ballet las fracturas de estrés han mostrado relación con la amenorrea primaria (Warren y cols., 1991), con la amenorrea secundaria prolongada (Kadel y cols., 1992), con la adhesión a dietas restrictivas (Frusztajer y cols., 1990), y con amenorrea primaria coexistente con trastornos de la ingesta nutricional (Warren y cols., 2002).

La escoliosis y las fracturas de estrés pueden, de este modo, ser las manifestaciones de una inadecuada calcificación en la adolescencia por déficit en la ingesta de calcio y vitamina D, aunque no se manifieste en las pruebas analíticas. Si la aposición ósea puberal está disminuida, cuando llega el tiempo de la maduración ósea, la densidad es menor de lo normal y esa pérdida o carencia de hueso determina un esqueleto mecánicamente incompetente (Warren y cols., 1986);

pero además, se ha observado una correlación positiva entre amenorrea y prevalencia de lesiones musculoesqueléticas agudas y crónicas sufridas por bailarinas de distintos tipos de danza (To y cols., 1995), requiriendo aquellas que sufren amenorrea u oligomenorrea (Warren y cols., 1986) tiempos mayores para la curación de las lesiones severas.

La menarquia en población general tiene lugar alrededor de los 13 años: en mujeres caucásicas en países desarrollados entre 12,7 y 12,9 años según Frisch y cols. (1980) y To y cols. (1995), aunque según Sabatini (2001) en algunas zonas de Europa se da a los 13,5 años. Se considera, según el autor consultado, retraso en la menarquia la aparición de la primera menstruación a edad  $\geq 14$  años (Warren y cols., 1991), su aparición a los 14,5 años (Sabatini, 2001), o a edad  $\geq 16$  años (Frisch y cols., 1980). Tampoco existe consenso en la definición de amenorrea secundaria, lo que para To y cols. (1995) es el origen de la variabilidad en la prevalencia indicada en los diversos estudios sobre amenorrea inducida por el ejercicio. Así, según De Souza y Metzger (1991) la amenorrea aparece definida como: menos de seis ciclos por año, más de seis meses sin menstruación, más de tres meses sin menstruación, menos de tres ciclos por año, o también menos de un ciclo cada diez meses.

Según Odriozola (1987), los trastornos en la periodicidad menstrual aparecen en el 2-5% de las mujeres en población femenina sedentaria, en el 20% de las que hacen ejercicio regular y en el 50% de las que se dedican a competición deportiva; cuanto más riguroso y competitivo es el entrenamiento mayor es la prevalencia de estos trastornos. En cuanto al síndrome premenstrual, según el mismo autor, afecta al 5-20% de las mujeres en población general y la dismenorrea al 8-10% de las mismas.

Según los datos disponibles (Frisch y cols., 1980; Calabrese, 1982; Maloney, 1983; Benson y cols., 1989; Hamilton y cols., 1989; Hamilton, 1991; De Souza y Metzger, 1991; To y cols., 1995; Lewis y cols., 1997; Warren y cols., 2002), el 64-70% de las bailarinas adultas han sufrido retraso en la menarquia (aparición  $\geq 14$  años), en el 10% de los casos más allá de los 18 años, aunque la edad media oscila entre 14-15 años, y el intervalo de aparición entre 11-21 años; entre el 8-60% sufre amenorrea secundaria (por períodos superiores a 90 días) o están en tratamiento por esta causa, llegando a durar la amenorrea en algunos casos 5 años seguidos; entre el 10-55% padece oligomenorrea (menos de 5 menstruaciones al año) y otras irregularidades menstruales, como menstruación sólo en periodos vacacionales u oligomenorrea en el pico de la

temporada de danza. De esta forma, la frecuencia de eumenorrea oscila según los estudios entre el 19% y el 72% de las encuestadas.

En lo referente a danza española, nuevamente existe un vacío en la bibliografía médica respecto a la presencia de los trastornos endocrinológicos en este colectivo. En un trabajo de investigación que realicé previamente y no publicado, analizaba la distribución de la patología musculoesquelética y ginecológica de un pequeño grupo de bailarinas de danza española: siete profesionales y una pre-profesional. En estas mujeres, los trastornos endocrinoginecológicos presentaban una frecuencia del 62,5%. Las cinco bailarinas afectadas presentaban de uno a tres trastornos por persona, con una media de  $1,4 \pm 0,84$  por bailarina. Las manifestaciones más frecuentes eran la irregularidad menstrual (25%) y la dismenorrea (25%), seguidas de lumbalgia sin dismenorrea asociada con la menstruación (12,5%), y mastodinia (12,5%). Una bailarina había sufrido aborto espontáneo, relacionado, según la afectada, con el estrés laboral, lo que fue motivo de abandono de su carrera profesional en escenario. En este pequeño grupo ninguna bailarina había sufrido retraso en la menarquia ni padecía amenorrea secundaria.

Recurriendo al estudio de Bejjani y cols. (1988) en bailarines de flamenco, el 50% padecía problemas urogenitales no especificados en el estudio, y relacionados, según los autores, con la exposición prolongada a la vibración del zapateado, cuyos efectos serían similares a los observados en otros colectivos profesionales sometidos a vibraciones repetidas, en los que las mujeres padecen con mayor frecuencia alteraciones menstruales, desplazamiento de órganos genitales, incluida la vejiga urinaria, y los hombres nefrosis, desplazamiento y torsión de ureter, y prostatitis.

Dentro de este tipo de **trastornos del sistema genitourinario** se encuentra la incontinencia urinaria, síntoma multifactorial definido por la Internacional Continence Society (ICS) como la condición en la que la pérdida involuntaria de orina es un problema social o higiénico y es objetivamente demostrable (Bø, 1994). La definición propuesta por Wallace (1994) es similar, salvo que prescinde del hecho de que sea o no objetivamente demostrable. Se debería añadir no obstante, que la emisión involuntaria de orina debe tener lugar a través de una uretra anatómicamente sana, siendo el resultado de una alteración del equilibrio vesicoesfinteriano, lo cual diferencia a la verdadera incontinencia urinaria de la falsa (Carballido, 1987; Yasuda y Yamanishi, 1992; Grosse y Sengler, 2001).



Según Carballido (1987), la incontinencia urinaria es muy frecuente, en ambos sexos y a todas las edades, pudiendo estar afectadas por este problema en España más de un millón de personas. Por otra parte, Grosse y Sengler (2001) indican que la distribución de la incontinencia es uniforme en todos los países en que se han realizado estudios, y existe una estabilidad en las tasas de prevalencia desde hace 40 años, lo que indica que no hay un efecto generacional. Las mujeres sufren incontinencia en una proporción 2:1 respecto a los varones (Wallace, 1994).

Se considera incontinencia urinaria de estrés, a aquella que cursa con pérdida involuntaria de orina a través de la uretra, siempre acompañando a un esfuerzo físico que provoca un incremento de la presión intrabdominal (Yasuda y Yamanishi, 1992; Wallace, 1994; Scheneider y cols., 1994; Grosse y Sengler, 2001), siendo éste tipo más propio de los adultos. Como esfuerzos físicos desencadenantes están: toser, estornudar, ejercicio físico tal como pueden ser las actividades deportivas, levantar peso o cambios bruscos de posición (Bø y Borgen, 2001; Grosse y Sengler, 2001; Van der Vaart y cols., 2002). La incontinencia de estrés genuina sería aquella en la que se demuestra urodinámicamente la pérdida involuntaria de orina, que tiene lugar cuando la presión intravesical excede a la uretral sin que exista una contracción simultánea del detrúsr. Este tipo de incontinencia urinaria puede acompañarse además de incontinencia miccional de urgencia o por inestabilidad vesical, cuando la pérdida involuntaria de orina se asocia a un deseo repentino e incontrolable de orinar, en cuyo caso recibe el nombre de incontinencia mixta (Bø y Borgen, 2001), siendo la más frecuente en la mujer (Grosse y Sengler, 2001).

La incontinencia por urgencia miccional es la variante típica de los niños (Schneider y cols., 1994), y se debe a una hiperactividad del detrúsr.

Existen además otros dos tipos de incontinencia urinaria verdadera (Yasuda y Yamanishi, 1992): la que ocurre por rebosamiento, cuando existen dificultades en el vaciado vesical que provocan un aumento del volumen residual, incrementándose la presión paulatinamente hasta superar a la esfinteriana; y la incontinencia urinaria total por incompetencia funcional esfinteriana, de origen generalmente neurológico.

No hay datos hasta la fecha, que indiquen que el deporte por sí mismo sea la causa de incontinencia de estrés. Como desencadenantes del fallo transitorio de los mecanismos continentes en deportistas se ha considerado la inadecuada transmisión de los incrementos de

la presión abdominal al suelo de la pelvis durante saltos e impactos, la fatiga de los músculos del suelo de la pelvis, cambios del tejido conectivo o del colágeno y la amenorrea hipotalámica con hipoestrogenismo (Nygaard y cols., 1994); sin embargo, parece lógico pensar que la continencia de la mujer no depende sólo de su estado anatómico, hormonal, celular y neurológico, sino también y quizá más importante, del estrés al que el suelo de la pelvis es expuesto. Una provocación extrema puede causar derrame urinario incluso en mujeres que no tienen los factores de riesgo considerados clásicos: embarazo, edad madura, obesidad o enfermedades acompañantes (Nygaard y cols., 1996). Según Bp y cols. (1989), entre las mujeres que padecían incontinencia urinaria de esfuerzo, el 30% la sufría desde la infancia o adolescencia.

El 30% de las mujeres que hacen ejercicio recreacional, padecen incontinencia urinaria asociada al ejercicio, y el 20% de ellas lo abandonan por esta causa (Nygaard y cols., 1996). Entre atletas universitarias nulíparas, según los mismos autores, el 28% señala padecer incontinencia urinaria episódica mientras practican su deporte, alcanzando este porcentaje entre las gimnastas el 67%, y apareciendo en relación a los aterrizajes de saltos y a las bajadas de los aparatos. En la danza aeróbica, popular entre las mujeres, los ejercicios de alto impacto, sobre todo saltos con los pies separados, causan pérdidas de orina en la mayoría de las mujeres con incontinencia urinaria de esfuerzo (Bø y cols., 1989).

Existen por lo tanto, una serie de trastornos del sistema genitourinario que guardan relación con actividades físicas que implican impacto repetido, y que sin embargo no han sido hasta la fecha bien descritos en la danza. La danza española puede ser situada dentro del grupo de actividades de riesgo en relación a este tipo de trastornos, dado el uso frecuente de saltos tanto en la escuela bolera como en el folclore, y en menor medida el clásico español, a los que hay que añadir los propios del ballet clásico, que estos bailarines de español suelen asociar a su entrenamiento habitual. A estos impactos se añaden las vibraciones provocadas por el propio zapateado, practicado sistemáticamente en el clásico español y el flamenco. Se puede sospechar la presencia de patología genitourinaria a partir de los datos, poco explícitos, aportados por Bejjani y cols. (1988), sin embargo, no sabemos su alcance real, ni en mujeres ni en varones, que practican desde la infancia la danza española de forma habitual.

## INTRODUCCIÓN

## 4. MATERIAL Y MÉTODOS

### 4.1. OBJETIVOS E HIPÓTESIS.

Los factores que motivaron el planteamiento de este estudio son, para empezar, el elevado número de practicantes de danza española en nuestro país, a lo que se añade la trascendencia que esta danza tiene desde un punto de vista histórico y cultural a nivel nacional e internacional, documentada esta última desde el siglo XVIII. Paralelamente a esto se suma el vacío existente, desde un punto de vista médico, respecto al conocimiento de los efectos que su práctica tiene sobre el estado de salud de las personas que se dedican a ella de forma seria y continuada, siendo presumiblemente el sistema musculoesquelético uno de los más afectados, sin poder descartar a priori la afectación de otros sistemas. Todo lo anterior junto con las peculiaridades obvias que presenta, como el uso del zapateado, que podrían conferir a esta danza unos rasgos biomecánicos distintivos, conduce a la realización de un estudio epidemiológico en bailarines de danza española, recogiendo sus características demográficas y al establecimiento de los siguientes objetivos:

1. Identificar las características básicas del entrenamiento de los hombres y mujeres que practican asiduamente, dentro de la profesionalidad o con fines profesionales, la danza española.
2. Establecer la composición corporal, somatotipo y perfil de proporcionalidad de los bailarines de danza española, determinando en lo referente a composición corporal, el sistema de estudio de campo que pueda resultar más adecuado en este colectivo.
3. Determinar los hábitos nutricionales y la influencia que la imagen estética pueda tener sobre los mismos.
4. Definir el perfil patológico, identificando aquellos sistemas (musculoesquelético, genitourinario...) que puedan verse más afectados.
5. Determinar la prevalencia de incontinencia urinaria y establecer si existe relación entre este trastorno y la capacidad del pie como elemento amortiguador de impactos.
6. Realizar un estudio biomecánico cinético centrado esencialmente en miembros inferiores, determinando no obstante CDG, y además CDP, PCDP, distribución de presiones e

impulsos plantares tanto en estática como en dinámica, así como el análisis cinético de la marcha.

7. En función de los hallazgos de la investigación, establecer las modificaciones del calzado, zapato o botín, empleado para el zapateado, que redunden en una mejora del estado de salud del bailarín. Del mismo modo, y siempre que los hallazgos lo justifiquen, introducir modificaciones en el entrenamiento y hábitos de vida del bailarín de danza española que supongan una mejora de su desempeño físico y artístico con un óptimo estado de salud.

La hipótesis de trabajo es que los sujetos que practican la danza española con alta dedicación, es decir orientados hacia la profesionalidad o dentro de ella, presentan unos rasgos que les distinguen de población general e incluso de los bailarines de otros tipos de danza, y cuya manifestación principal se produce en la composición corporal, hábitos nutricionales, perfil patológico y biomecánica corporal.

Con este fin, se realiza un estudio controlado, transversal no randomizado, de tipo observacional y analítico, sobre un grupo de estudiantes de danza española con proyección profesional (hacia el baile en escenario y/o la enseñanza de esta disciplina).

Los bailarines (en menores de edad el adulto responsable), son informados previamente de la finalidad, riesgos y beneficios del estudio (por escrito y verbalmente), aceptando voluntariamente formar parte de él, como consta al firmar el documento de consentimiento.

### 4.2. POBLACIÓN

Estudiantes de último curso de la carrera de danza española (5º A y 5º B) del Real Conservatorio Profesional de Danza de Madrid (R.C.P.D.). Cuando se realiza la recogida de datos para este estudio (1998), los alumnos están siguiendo el plan de estudios antiguo, previo al establecimiento de la L.O.G.S.E., siendo de hecho, la última promoción salida del R.C.P.D. según dicho plan.

Los criterios de inclusión son:

- Estar matriculado en el último año de la carrera de danza española (considerado nivel pre-profesional).
- No padecer alteraciones físicas.
- No consumir fármacos de forma habitual.

- Un mínimo de siete años estudiando danza seriamente (tres o más días en semana).
- Un mínimo de 12 horas semanales de entrenamiento de danza en el momento del estudio.

El no cumplimiento de los precitados criterios, se considera motivo de exclusión de la muestra de estudio.

De los 33 alumnos de último curso, un varón rechazó participar en el estudio, el resto del alumnado ( 27 mujeres y 5 varones) con edades comprendidas entre los 15 y 26 años ( $18,9 \pm 2.2$ ), cumplía los criterios de inclusión, por lo que entraron a formar parte del estudio (participación del 96.97% del grupo). En la Tabla I se detalla la composición de la muestra.

**TABLA I**  
**Composición y características de la muestra**

	<b>Mujeres*</b> <b>n = 27</b>	<b>Varones*</b> <b>n = 5</b>
<b>Edad</b>	18,6 $\pm$ 1,9 (15-21) <sup>+</sup>	20,6 $\pm$ 3,4 (17-26) <sup>+</sup>
<b>Edad de comienzo en la danza</b>	6,6 $\pm$ 2,7 (3-14)	11,2 $\pm$ 4,4 (7-18)
<b>Talla (cm)</b>	160,9 $\pm$ 5 (151-172)	174,7 $\pm$ 5 (169-182,5)
<b>Peso (kg)</b>	52,2 $\pm$ 4,3 (42,5-57,3)	65,5 $\pm$ 5,7 (58-71)
<b>Años estudiando danza (cualquier tipo)</b>	10,6 $\pm$ 2,6 (8-17)	10 $\pm$ 2,5 (7-13)
<b>horas/semanales de entrenamiento (clases + ensayos)</b>	24,3 $\pm$ 7 (13,5-50)	26,6 $\pm$ 5 (21,5-34)

\*(Valores expresados como media $\pm$ desviación típica, mínimo-máximo)

<sup>+</sup> Coeficiente de variación > 33%

#### 4.3. MATERIAL Y MÉTODOS

El protocolo seguido en este estudio consistió en la entrega a los bailarines participantes del cuestionario, 7 días antes de la realización de las diversas pruebas, debiendo rellenarlo cada sujeto por su cuenta. En ese momento se entregan además las instrucciones a seguir para acudir correctamente el día de la prueba. Dicho cuestionario (Anexo 1) se compone de preguntas sencillas y está calculado para ser completado en 12-15 minutos. Las respuestas fueron cotejadas con cada sujeto en una entrevista previa a la exploración física.

Las pruebas que componen la exploración física se realizaron el mismo día para cada sujeto, empezando a primera hora de la mañana, en su centro habitual de enseñanza y durante el transcurso de las clases. El orden de llegada de los 32 sujetos a la sala donde se realizan las

pruebas fue aleatorio. La primera parte de la recogida de datos tuvo una duración aproximada de hora y media por sujeto, y comprendía: mediciones antropométricas, bioimpedancia, goniometría, exploración de columna, rodilla y pie, realización del fotopodograma, y estudio del calzado de danza (zapato o botín). Tras un tiempo de entrenamiento fijado aleatoriamente para cada sujeto y en cualquier caso  $\geq$  a 20 minutos practicando zapateado, se realiza la segunda determinación, sólo para aquellas estimaciones que iban a ser comparadas con las obtenidas en condiciones basales (altura del arco plantar en bipedestación normal y semiflexión de rodillas, y fotopodograma). Es también tras entrenar cuando se realizan las determinaciones en estática y dinámica mediante el sistema Parotec®. Esta segunda parte de la exploración tuvo una duración aproximada de 20 minutos por sujeto.

Cada día fueron estudiados 3-4 sujetos, y el período de estudio abarcó del 22-4-1998 al 14-5-1998. Como parte de la investigación, dentro de lo que es su aplicación social, todos los alumnos recibieron un informe en el que se detallaban los resultados de su reconocimiento médico, así como los consejos pertinentes para la mejora de su salud y desempeño físico. Además se informó personalmente al profesorado de danza española del R.C.P.D. de los datos obtenidos en el grupo de bailarines.

### 4.3.1. Cuestionario y entrevista personal

Como método de estudio se emplea un cuestionario (57 preguntas, 6 más en el caso de las mujeres en relación a los ciclos menstruales) que será rellenado por cada bailarín y cotejado con los datos obtenidos en la entrevista personal que tiene lugar previamente a la exploración física. Las preguntas van dirigidas a obtener información sobre el tipo de entrenamiento de danza (edad de inicio, horas semanales, tipos de danza practicados...) y actividad física desarrollada por cada individuo, indumentaria empleada (calzado, vestimenta...), así como lesiones y enfermedades previas, hábitos nutricionales e higiénicos (restricciones dietéticas, consumo de alcohol y tabaco...), presencia de incontinencia urinaria, y en el caso de las mujeres, periodicidad menstrual y patología ginecológica (Anexo 1).

Tres de las preguntas planteadas se basan en el *Nordic Questionnaire* estandarizado (Ramel y Moritz, 1994) y hacen referencia a sus antecedentes lesionales en relación a la danza:

- ¿Durante los últimos 12 meses ha tenido en algún momento molestias, dolor o inflamación en: cuello, hombros, codos, muñeca/mano, región dorsal, región lumbar, caderas, muslos, rodillas, tobillo/pie?
- Para ser contestada por los que tuvieron problemas, ¿En algún momento durante los 12 meses anteriores le impidieron hacer su trabajo diario?
- ¿Ha tenido problemas musculoesqueléticos durante los últimos 7 días?

Mediante el cuestionario se plantean 13 preguntas referentes a la presencia de problemas genitourinarios. Once de estas preguntas van destinadas a detectar la presencia de incontinencia urinaria y las características de la misma. Están basadas en los cuestionarios elaborados previamente por Bø (1994) y Nygaard y cols. (1994), así como en los hallazgos encontrados por estos autores en mujeres sedentarias y deportistas, añadiendo en el presente estudio preguntas específicamente dirigidas al terreno de la danza. La pregunta número 44 servirá, además, para identificar si la incontinencia urinaria supone un problema para la persona afectada, rasgo que incluye la International Continence Society (Bø, 1994) en su definición de esta alteración.

### 4.3.2. Exploración física

Tras cotejar con el bailarín los datos aportados en el cuestionario, se le pregunta por el consumo previo de sustancias que puedan interferir con el estudio estabilométrico que se va a realizar con posterioridad, iniciando a continuación la exploración física.

Esta ha sido realizada en todos los casos por el mismo investigador (médico especialista en Medicina de la Educación Física y el Deporte), siguiendo en todos los sujetos el mismo protocolo (Anexo 2).

4.3.2.1. Establecimiento, mediante pruebas sencillas de la **dominancia** en miembros superiores, inferiores y visual.

4.3.2.2. La **cineantropometría** incluye las medidas antropométricas básicas (talla total y peso) que se obtuvieron con los sujetos descalzos y vestidos con su ropa de ensayo, maillot en el caso de las mujeres o mallas en el caso de los varones, cuyo peso oscila entre 100-150 g. Además se determinó la talla desde espina ilíaca antero-superior en carga en ambos miembros inferiores; los pliegues tricípital, bicípital corregido, subescapular, suprailíaco, abdominal, muslo anterior y pierna corregido; los diámetros biepicondíleo humeral, biestiloideo y



bicondíleo femoral; los perímetros de muslo y pierna en carga en ambos miembros inferiores (Figuras 28-44, p. 130-131).

Las determinaciones antropométricas se han realizado siguiendo la metodología establecida por el Internatinal Working Group in Kinanthropometry (I.W.G.K.) o Grupo Internacional de Trabajo en Cineantropometría, siendo los puntos de referencia anatómicos los aprobados por dicho Grupo y realizándose todas ellas en el lado derecho, incluso en el caso de individuos zurdos.

Se emplearon los siguientes instrumentos de medida, homologados y calibrados:

- Estadiómetro: con plano triangular para la cabeza, rango de 0-200 cm, precisión de 1 mm.
- Báscula: rango entre 0-100 kg., precisión de 0,1 kg.
- Cinta antropométrica: no extensible y flexible, con extremo libre.
- Compás de pliegues cutáneos: rango entre 0-48 mm., precisión de 0,2 mm., presión de 10 g/cm<sup>2</sup>.
- Paquímetro: rango entre 0-50 cm, precisión 1mm.
- Antropómetro: rango entre 0-120 mm., precisión 0,1 mm.

Aplicando las siguientes fórmulas:

- Perímetro brazo corregido = brazo contraído - (pliegue tríceps / 10)
- Perímetro pierna corregido = perímetro pierna - (pliegue pierna / 10)
- Peso graso = (% graso × peso en kg.) / 100
- Peso muscular = peso en kg. - peso graso - peso óseo - peso residual
- Peso óseo =  $(H^2 \times DBH \times DBF \times 400)^{0,712} \times 3,02$  (ecuación de Von Döbeln, modificada por Rocha)

Donde: H es la altura

DBH es el diámetro biestiloideo

DBF es el diámetro bicondíleo femoral

- Peso residual = Peso en kg. × [0,209 + (coeficiente del sexo × 0,032)]
- % Peso graso = (tricip + subesc + supraesp + abd) × 0,153 + 5,783 (Ecuación de Yuhasz modificada por Faulkner, que incluye sumatorio de pliegues cutáneos)
- % Peso muscular = (peso muscular × 100) / peso en kg.
- % Peso óseo = (peso óseo × 100) / peso en kg.

El cálculo de los diversos componentes del somatotipo se realiza a través de las siguientes ecuaciones de regresión:

- Mesomorfia =  $(0,858 \times \text{DBH}) + (0,601 \times \text{DBF}) + (0,188 \times \text{PBC}) + (0,161 \times \text{PPC}) - (0,131 \times \text{H}) + 4,5$ .

Donde: DBH es el diámetro biepicondíleo humeral

DBF es el diámetro bicondíleo femoral

PBC es el perímetro de brazo corregido.

PPC es el perímetro pierna corregido

H es la altura en cm

- Endomorfia =  $0,7182 + (0,1451 \times X) - (0,00068 \times X^2) + (0,0000014 \times X^3) \times (170/H)$ .

Donde: X es la suma de los pliegues cutáneos (tríceps, subescapular y suprailíaco) en mm.

H es la altura en cm.

- Ectomorfia = Su cálculo depende del índice ponderal (IP) del sujeto.

Donde  $IP = \sqrt[3]{\text{estatura(cm)} / \text{peso(kg)}}$

Si  $IP > 40,75 \Rightarrow \text{Ectomorfia} = (IP \times 0,3732) - 28,58$

Si  $IP 38,28-40,75 \Rightarrow \text{Ectomorfia} = (IP \times 0,463) - 17,63$

Si  $IP < 38,28 \Rightarrow \text{Ectomorfia} = 0,1$ , valor mínimo

La representación del somatotipo se hace según el método antropométrico de Heath-Carter por medio de tres números en secuencia y separados por un guión, siempre con el mismo orden (endomorfia-mesomorfia-ectomorfia), estas tres cifras indican los componentes primarios, cada cifra aisladamente no indica nada (Esparza, 1990). Tal como se mencionó:

Endomorfia hace referencia a la cantidad relativa de grasa existiendo un predominio de la obesidad (1-14).

Mesomorfia se refiere al desarrollo relativo musculoesquelético (1-10).

Ectomorfia se refiere a la relativa linealidad, al predominio de longitudes sobre diámetros transversales (0,5-9).

En general para cada componente, valores entre 0,5-2,5 se consideran bajos, de 3 a 5 medios y de 5 a 7 altos, valores  $>$  de 7 son muy altos.

## CINEANTROPOMETRÍA



Figura 28  
Talla total



Figura 29  
Peso



Figura 30  
Talla desde espina ilíaca  
anterosuperior



Figura 31  
Pliegue tricipital



Figura 32  
Pliegue bicipital



Figura 33  
Pliegue subescapular



Figura 34  
Pliegue suprailíaco



Figura 35  
Pliegue abdominal



Figura 36  
Pliegue  
pierna en carga



Figura 37  
Pliegue muslo anterior

## CINEANTROPOMETRÍA



Figura 38  
Diámetro biestiloideo  
de muñeca



Figura 39  
Diámetro  
biepicondíleo  
humeral

Figura 40  
Diámetro bicondíleo  
femoral



Figura 41  
Perímetro bíceps  
relajado

Figura 42  
Perímetro bíceps  
contraído



Figura 43  
Perímetro de muslo  
en carga

Figura 44  
Perímetro de pierna  
en carga



Para denominar el somatotipo, lo haremos nombrando solamente las dos cifras de mayor valor, apareciendo en segunda posición el componente que más predomina.

Los somatotipos se clasifican en función del valor numérico obtenido para cada componente y del predominio de cada uno de ellos:

- Endomorfo balanceado, mesomorfo balanceado o ectomorfo balanceado cuando es dominante cada componente respectivo.
- Meso-endomorfo, cuando predomina la endomorfia, pero la mesomorfia es claramente mayor que la ectomorfia, y el mismo criterio se emplea para: endo-mesomorfo, meso-ectomorfo, endo-ectomorfo, ecto-endomorfo, ecto-mesomorfo.
- Endomorfo mesomorfo es cuando endomorfia y mesomorfia son iguales entre sí predominando claramente sobre la ectomorfia, empleando igual criterio para ectomorfo endomorfo, y mesomorfo ectomorfo.
- El somatotipo central indica que no hay diferencias entre ninguno de los componentes en la composición del sujeto.

Los somatotipos se grafican mediante las siguientes fórmulas para las coordenadas X e Y:

$$X=III-I$$

$$Y=2II- (III+I)$$

Donde I es endomorfia, II mesomorfia y III ectomorfia.

El estudio del patrón de proporcionalidad, para la elaboración del somatograma, se basa en el Phantom de Ross y Wilson, modificado por Ross y Ward.

El tratamiento de los datos cineantropométricos obtenidos en este estudio para la determinación de la composición corporal, somatotipo y sus componentes se realiza mediante el programa File-Marker Pro 3.0. para Windows95.

4.3.2.3. La **dismetría de extremidades inferiores** se estima mediante antropometría, hallando para ambas extremidades inferiores, tal como se ha indicado en el apartado anterior, la distancia entre espina ilíaca antero-superior y superficie de apoyo. Por lo tanto, mediante este método clínico y directo, se valora la contribución a la longitud de miembros inferiores del esqueleto óseo de muslo y pierna, y de las articulaciones coxofemoral, rodilla, y unidad tobillo-pie.

Se considera disimetría cuando la diferencia de longitud entre ambas extremidades, miembro inferior derecho (MID)-miembro inferior izquierdo (MII), es  $\geq 5$  mm en valor absoluto, ya que, como señalan Harvey y Tanner (1991), si bien en población general se estima que cuando dicha diferencia alcanza o es superior a los 10 mm puede originar desequilibrios biomecánicos y por lo tanto requerir la adopción de medidas terapéuticas, en el deporte, las diferencias de 4 mm ya son trascendentes.

4.3.2.4. La **altura del arco plantar interno** es uno de los principales criterios para clasificar las estructuras del pie (Saltzman y cols., 1995). El método clínico directo más empleado en la estimación de la altura del arco plantar interno es la medición de la distancia entre la superficie de apoyo y el borde inferomedial del escafoides (Hawes y cols., 1992). Este método, según estos autores, demuestra un coeficiente de repetibilidad prueba-reprueba de 0.99 y un coeficiente de repetibilidad interjueces de 0.98.

En el presente estudio se realiza una medición antropométrica del arco plantar interno con el bailarín en bipedestación relajada, soportando cada pie aproximadamente la mitad del peso corporal, los tobillos en posición neutra y el cuerpo erguido en posición normal. Se mantienen los pies separados por una distancia equivalente a la anchura de los hombros, con la cara posterior de ambos talones situada en el mismo plano frontal (Figura 45, p. 134), postura que es similar a empleada durante la toma de la huella plantar y el estudio cinético estático mediante plantillas instrumentadas. La altura del arco plantar interno se estima como la distancia entre la superficie de apoyo y la proyección palpable, anteromedial e inferior de la tuberosidad del escafoides. Este punto es marcado previamente con el sujeto en carga, y posteriormente se mide la altura mediante ligero contacto del brazo del paquímetro contra la piel. Para esta determinación antropométrica se utiliza un paquímetro Mitutoyo (Mitutoyo Corporation, Tokio, Japón). La sistemática seguida en esta determinación se basa en la empleada previamente por Hawes y cols. (1992), Saltzman y cols. (1995), y Nygaard y cols. (1996), que ha sido utilizada más recientemente también por Shiang y cols. (1998), y Ogon y cols. (1999); aunque en el caso de Hawes y cols. (1992) y Saltzman y cols. (1995), realizan la medición de forma monopodal, descansando el pie no valorado sobre una superficie elevada. La intención en el presente trabajo es que las determinaciones se realicen en las condiciones más próximas a la normalidad, por lo cual se emplea el apoyo bipodal.



Figura 45

Altura del arco plantar interno en bipedestación relajada normal.

Se marca la tuberosidad medial del escafoide tarsiano mediante lápiz antropométrico, y mientras se palpa se aplica una ligera presión con el paquímetro que se apoya en su borde inferomedial, estimando la altura del arco plantar interno como la existente entre dicho punto y la superficie de apoyo.

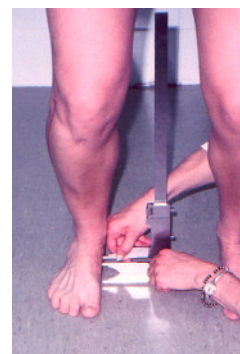


Figura 46

Altura del arco plantar interno en semiflexión de ambas rodillas.

Con el sujeto en bipedestación relajada se le pide que realice un “demiplié”. El procedimiento de medición es similar al indicado en la figura 45.

Siguiendo la misma metodología se mide la altura del arco plantar interno con flexión máxima de rodillas, sin llegar a despegar los talones del suelo (Figura 46, p. 134), lo que en ballet clásico se conoce como un “demiplié”, terminología empleada para facilitar a los bailarines su correcta realización.

Ambas determinaciones, valoración del arco interno en bipedestación normal y en demiplié, se realizan antes y después de entrenar, además de hacer constar, en la segunda valoración, los tipos de danza practicados y el tiempo dedicado a cada tipo, entre las mediciones en condiciones basales, y las realizadas tras entrenar.

La valoración de dicha altura en demiplié, comparada con la altura en bipedestación normal, sirve para estimar la flexibilidad del arco interno (Nygaard y cols., 1996; Nigg y cols., 1998). En este estudio, el porcentaje de variación de la altura del arco interno se calcula según la fórmula propuesta por Nygaard y cols. (1996):

$$\frac{\text{altura del arco con tobillo neutro} - \text{altura del arco con tobillo en dorsiflexión}}{\text{altura del arco con tobillo neutro}} \times 100$$

4.3.2.5. El **estudio goniométrico** se realiza mediante goniómetro transparente y flexible, con rango 0-180° y precisión de 1 mm.

Mediante goniometría se valora el grado de ante-retroversión pélvica en tres situaciones distintas, y la flexión de rodilla durante el zapateado, en ambos casos las determinaciones se realizan en el hemicuerpo derecho del bailarín; además se mide la inclinación del calcáneo respecto a la superficie de apoyo y la dorsiflexión pasiva de la primera articulación metatarsofalángica, estas dos determinaciones se realizan en ambos miembros inferiores.

El ángulo de inclinación pélvica respecto al plano horizontal (anteversión-retroversión pélvica), se valora, tal como se ha indicado, en tres posiciones: bipedestación relajada normal con el sujeto descalzo, bipedestación relajada con calzado de baile (zapato o botín), y posición adoptada durante el zapateado.

Hernández-Corvo (1989) define el ángulo pélvico, como el formado entre la línea que une ambas espinas ilíacas, anterosuperior y posterosuperior, con la horizontal. En este estudio, el grado de versión pélvica se determina según un plano sagital, considerándolo como el existente entre una línea imaginaria que une espina ilíaca anterosuperior y espina ilíaca posterosuperior, y una línea horizontal comprendida en la superficie de apoyo. La localización de ambas espinas ilíacas se realiza mediante palpación.

En las dos primeras situaciones de medida, bipedestación normal sin calzado y bipedestación normal con calzado de baile, el sujeto es instruido para que permanezca relajado, con ambos pies separados por una distancia similar a la anchura de sus hombros, situada la cara posterior de ambos talones en el mismo plano frontal (Figura 49, p. 136). Para realizar la determinación en posición de baile, se le pide que realice un zapateado sencillo, de libre elección, y cuando se encuentre “cómodo” y “sienta” que ha adoptado su posición habitual de baile, interrumpa dicho zapateado mientras mantiene la actitud corporal, momento en el que se miden los diversos ángulos (Figuras 50-51, p. 136).

Se considera versión neutra cuando el ángulo formado por la línea que une ambas espinas ilíacas y el plano horizontal de apoyo es igual a  $0^{\circ}$ ; anteversión cuando la espina ilíaca anterosuperior se dispone distalmente respecto a la posterosuperior, indicándose con signo “+” los grados de versión pélvica respecto al plano de apoyo horizontal; retroversión pélvica cuando la espina ilíaca posterosuperior se sitúa distalmente respecto a la anterosuperior, indicándose con signo “-” los grados de versión pélvica respecto al plano de apoyo horizontal.



## MARCAJE CUTÁNEO DEL EJE DE MIEMBRO INFERIOR DERECHO Y DEL EJE DE AMBOS TALONES



Figura 47  
Trazado del eje  
de miembro inferior.



Figura 48  
Trazado de la línea  
vertical  
de bisección del talón.

## ESTUDIO GONIOMÉTRICO



Figura 49  
Determinación del ángulo de inclinación pélvica  
respecto al plano horizontal con calzado de baile.



Figura 50  
Determinación del ángulo de inclinación pélvica  
respecto al plano horizontal durante el zapateado.



Figura 51  
Determinación del ángulo de flexión de rodilla durante el zapateado.



Figura 52  
Determinación del ángulo de inclinación del  
talón respecto a la superficie de apoyo.



Figura 53  
Determinación del ángulo de dorsiflexión pasiva  
de la articulación metatarsofalángica del primer  
dedo.

La valoración de la flexión de rodilla durante el zapateado se realiza a continuación de la estimación del grado de anteversión pélvica. Previamente se ha trazado el eje de muslo derecho y el eje de pierna derecha. Mediante palpación se identifican y marcan: el trocanter mayor del fémur, la interlínea articular externa de rodilla, entre tuberosidad externa femoral y cóndilo externo tibial, y por último la punta del maleolo externo. Se unen posteriormente estos tres puntos mediante dos líneas (Figura 47, p. 136), con lo que queda definido el eje de miembro inferior derecho. La posición de referencia para valorar la flexo-extensión de rodilla, según Kapandji (1981) es aquella en que el eje de la pierna se sitúa en la prolongación del eje del muslo. Se coloca un brazo del goniómetro en la línea media longitudinal externa del muslo, y el otro brazo en la línea media longitudinal externa de la pierna (Daniels y Worthingham, 1988), estimando la extensión igual a 0°, y expresando los grados de flexión de rodilla como positivos a partir de 0° (Figura 51, p. 136).

Previamente a la valoración de la inclinación del talón respecto a la superficie de apoyo, se marca, con el sujeto en decúbito prono, la línea vertical de bisección del talón según un plano frontal (Figura 48, p. 136). La inclinación del talón viene definida por el ángulo que forma su bisectriz con la superficie de apoyo, método empleado también por Sell y cols. (1994) y Hintermann y Nigg (1998), determinándose mientras el sujeto está descalzo en apoyo bipodal relajado, con ambos pies separados por una distancia similar a la anchura de sus hombros, situada la cara posterior de ambos talones en el mismo plano frontal (Figura 52, p. 136). Ésta es una medida fácil de tomar y con una fiabilidad de aceptable a alta, según Sell y cols. (1994), mientras que la determinación del ángulo entre línea media del talón y línea media de la pierna puede añadir otro factor de error.

Se considera ángulo neutro al que es igual a 0°, la inclinación medial (valgo) se considera como grados de inclinación positivos, y la lateral (varo) como grados negativos.

La dorsiflexión pasiva de la primera articulación metatarsofalángica, se valora con el fin de conocer el estado funcional de dicha articulación, ya que tanto en el hallux rígido verdadero como en el funcional, existe una limitación en la flexión dorsal de la metatarsofalángica del primer dedo (Lelièvre y Lelièvre, 1987; Howse y Hancock, 1988). El pseudo hallux rígido ha sido descrito en bailarines de ballet por Howse (Howse y Hancock, 1988). En esta lesión, la inflamación y limitación del movimiento no se deben a una

osteoartrosis, sino a una artritis traumática secundaria a errores técnicos, entre los cuales se encuentra la pronación del pie.

En el presente estudio la amplitud de la dorsiflexión del primer dedo se determina siguiendo las pautas marcadas por Daniels y Worthingham (1988): con el sujeto en decúbito supino y el tobillo en flexión plantar. No obstante, se realiza la extensión de la primera articulación metatarsofalángica de forma pasiva y forzada, hasta encontrar un tope óseo o referir dolor el sujeto, hecho éste último, que se hace constar en la hoja de exploración. Varía también la colocación de ambos brazos del goniómetro respecto a la propuesta por estas autoras, que los mantienen apoyados en cara plantar de primer metatarsiano y primer dedo. En esta investigación el brazo fijo del goniómetro se sitúa paralelo a la cara lateral de diáfisis del primer metatarsiano y el móvil acompaña al dedo durante la dorsiflexión (Figura 53, p. 136), manteniendo el fulcro sobre la articulación. De esta forma, se mide efectivamente la angulación alcanzada entre ambos segmentos óseos, mientras que en la propuesta original, realmente lo que se mide es la angulación entre tejidos blandos plantares y cara plantar de primer dedo.

4.3.2.6. Valoración de la **simetría de columna según los planos frontal y sagital**, con la determinación de puntos dolorosos.

La exploración del eje axial es clínica, y se basa esencialmente en la inspección del sujeto en bipedestación relajada: ambos pies separados a la anchura de los hombros, brazos suspendidos a los lados del cuerpo, con la mirada fijada al frente. Se observa al sujeto según el plano frontal (ventral y dorsalmente), y según el plano sagital, desde ambos laterales.

En plano frontal se busca la presencia de las asimetrías que suelen acompañar a la escoliosis (Guillen, 1977; Salter, 1986; Howse y Hancock, 1988): elevación de un hombro, prominencia de un omóplato, elevación asimétrica de una espina ilíaca anterosuperior o posterosuperior, e incremento unilateral de un pliegue glúteo. Se buscan también signos de rotación vertebral (Salter, 1986; Howse y Hancock, 1988) como es la desviación del mentón a derecha o izquierda, la rotación entre cintura escapular y pelviana o la observación de prominencias dorsales en el test de flexión ventral o test de Adams.

Según el plano sagital se valora el incremento o disminución en tres de las curvaturas consideradas fisiológicas: lordosis cervical, cifosis dorsal y lordosis lumbar.

A estos datos se añaden los aportados por la palpación de apófisis espinosas, ambos trapecios y musculatura paravertebral cervico-dorso-lumbar, buscando la presencia de puntos dolorosos, aumento del tono e hipertrofia muscular.

Dada la dificultad en diagnosticar una escoliosis moderada únicamente mediante la exploración física, ya que, según Salter (1986) y Warren y cols. (1986), sólo son observables en la exploración las escoliosis  $\geq 30^\circ$  de Cobb, y no existiendo la posibilidad de una confirmación radiológica, los datos obtenidos a partir del presente sistema de exploración se consideran a todos los efectos, es decir, tanto para el informe médico emitido a los sujetos, como para la propia investigación, como signos de sospecha, requiriendo en los sujetos afectados completar el estudio con pruebas complementarias que confirmen o descarten el diagnóstico de sospecha, y que en cualquier caso, exceden el sentido del presente trabajo de investigación.

En plano frontal, se valoran especialmente los signos que indican desviación estructurada del eje axial, definida por Salter (1986) como aquella curvatura lateral que además se acompaña de rotación. Conducen a la sospecha diagnóstica:

1. La prominencia dorsal y/o lumbar en el test de Adams claramente observable.
2. Una prominencia discreta acompañada de rotación entre cintura escapular-cintura pélvica.
3. La presencia de todos los demás signos (asimetría de hombros, de omóplatos, de espinas ilíacas anterosuperiores y posterosuperiores, de pliegues glúteos y la desviación del mentón) sin una clara prominencia posterior durante el test de Adams, o acompañados únicamente por una rotación entre ambas cinturas.

Cuando la prominencia dorsal en flexión ventral es discreta, y no existe ningún signo más acompañante, se considera columna normal. Cualquiera de los demás signos apareciendo aisladamente se consideran igualmente como variación de la normalidad, ya que la simple dominancia en extremidades superiores (Guillén, 1977), o la dismetría de extremidades inferiores aislada, puede ser la causa de dichas asimetrías observadas.

Por lo tanto, se considera que el sujeto, según los datos derivados de la exploración, y con las limitaciones que ello supone, padece escoliosis cuando cumple uno de los puntos arriba mencionados.

### 4.3.2.7. **Exploración clínica de ambas rodillas.**

Se valora el alineamiento de miembro inferior en relación a planos sagital y frontal, y el estado de los tres compartimentos de la articulación de la rodilla mediante la inspección, palpación, percusión y maniobras exploratorias específicas.

La valoración clínica de los ejes se realiza en ambas rodillas, con el sujeto en bipedestación. Según el plano frontal, se considera genu varo cuando al juntar los maleolos internos de ambos tobillos, los cóndilos femorales internos permanecen separados  $\geq 3$  cm, y se considera genu valgo, si al realizar esta maniobra la separación de  $\geq 3$  cm se da entre ambos maleolos (Reid, 1992). Cuando no existe ni genu varo, ni genu valgo se considera genu neutro.

Según el plano sagital se considera clínicamente genu recurvatum cuando el eje de muslo y pierna se continúan formando un ángulo de vértice posterior, genu flexo si el ángulo formado es de vértice anterior, y genu neutro si ambos ejes forman una línea recta, de  $180^\circ$  según Howse y Hancock (1988).

Con el sujeto en decúbito supino se procede a la exploración de ambas rodillas, según la siguiente sistemática:

- Descartar amiotrofia del cuádriceps.
- Maniobra del choque rotuliano.
- Maniobra de Mastromarino.
- Extensión de rodilla activa y máxima.
- Dolor a la palpación de tendón rotuliano: inserción proximal, vientre e inserción distal.
- Maniobras contra resistencia para cuádriceps.
- Dolor a percusión de rótula.
- Dolor a la palpación de facetas, base y pico de rótula.
- Cepillos verticales y horizontales, buscando la presencia de dolor y crujidos, valorando el grado de movilidad.
- Signo de Clarke o de Zölhen.
- Palpación de: almohadilla grasa subrotuliana, interlínea interna incluyendo el recorrido del ligamento colateral interno, interlínea externa y hueco poplíteo.
- Signos de Steinmann I y II, Oudard y Boehler para ambos meniscos.
- Palpación del ligamento colateral externo y signo de Moragas para menisco externo.
- Signo de Mc Murray.

- Maniobras de estrés en valgo y varo a 0° y 30°.
- Test de Lachman.
- Test del cajón neutro posterior.

Se pretende descartar la presencia de inflamación, valorar el aparato extensor, estado de ambos meniscos y de los ligamentos. A esta rutina se le añaden maniobras específicas si la sintomatología referida por el paciente durante la entrevista o la propia exploración lo requieren. Las distintas maniobras exploratorias se ajustan a la metodología propuesta por Reid (1992) y Rodríguez (1993).

#### 4.3.2.8. **Inspección del calzado de baile.**

El calzado empleado para la actividad física se considera implicado en la aparición de lesiones y elemento importante en la prevención de las mismas (Lelièvre y Lelièvre, 1987). Según Viladot y Viladot (1989) con este fin preventivo, es necesario en cada deporte o actividad física adecuar los tres elementos en que se basa la biomecánica del pie: el propio pie, el suelo y el calzado.

Una primera aproximación es conocer las zonas de desgaste y la deformación que sufren los elementos que componen el calzado de baile. En ese sentido la suela externa del zapato o botín, al ser la zona que contacta directamente con el terreno, ofrece una información expresa sobre la interacción continuada del pie con el suelo durante el baile. En este estudio se analiza el desgaste que sufre la suela en antepié y tacón. Se valora la desviación del tacón en varo o valgo que podría reflejar el efecto de la dirección de las fuerzas que actúan durante el baile, y se busca la presencia de deformidad en el corte que podría ser reflejo de zonas del pie sometidas a presión por el propio calzado. Por último, se analizan también características propias del calzado como es la forma de la suela.

#### 4.3.2.9. Estado **cutáneo y ungueal**. Identificación de **patología traumatológica y ortopédica en ambos pies**.

El pie se explora en busca de las alteraciones que afectan a la piel, anejos cutáneos y sistema musculoesquelético, y que presentan alta prevalencia tanto en ballet y contemporáneo (Sammarco, 1982; Howse y Hancock, 1988; Pintos, 1990; Tuckman y cols., 1991; Massó, 1992; Ogilvie-Harris y cols., 1995), como en flamenco (Bejjani y cols., 1988). Respecto a piel y anejos, los trastornos encontrados habitualmente en bailarines pertenecen al tipo de patología que Lelièvre y Lelièvre (1987) atribuyen a causa mecánica, y Epstein (1994) a

traumatismo físico repetido, ambos relacionados con la hiperpresión y roce del calzado: hiperqueratosis plantar, helomas duros y helomas blandos, ampollas, higromas, bursitis de las bolsas anatómicas, onicodistrofia y paroniquia. Por su parte, la patología traumatológica y las alteraciones ortopédicas que orientan la exploración del pie son: esguince de ligamento lateral externo de tobillo, tendinitis de flexores plantares, bursitis, sesamoiditis, hallux valgus, desviación en valgo de la interfalángica del primer dedo o hallux valgus interfalángico, hallux rígido, dedos en martillo y quintus varus.

En sucesivas secciones de este trabajo, ambos tipos de patología podálica serán expuestos conjuntamente, dado su origen traumático común y su localización anatómica próxima.

Se buscan también signos clínicos de dermoepidermofitosis, aunque no sea una patología descrita habitualmente en bailarines.

Para valorar la presencia de patología en piel y anejos se emplea la inspección. También mediante inspección se determina la presencia de hipertrofia de la cabeza del primer metatarsiano, higroma en esa localización y pronación del primer dedo, todas ellas anomalías asociadas generalmente con hallux valgus (Lelièvre y Lelièvre, 1987). Con ambos pies en carga, se valora la presencia de hallux valgus interfalángico, quintus varus, y dedos en martillo, atendiendo en este caso su localización. Para la estimación de estas anomalías estructurales de los dedos, se han seguido las descripciones de Mascaró (1989), considerando hallux valgus interfalángico cuando la falange distal del primer dedo está desviada hacia fuera respecto a la falange proximal, quintus varus cuando el quinto metatarsiano se desvía lateralmente y el quinto dedo medialmente, existiendo una tumoración en parte externa de la cabeza del quinto metatarsiano, y dedos en martillo serían aquellos caracterizados por hiperextensión de metatarsofalángica con flexión simultánea de interfalángica proximal, independientemente de la posición que adopte la interfalángica distal.

Mediante palpación, con el sujeto en descarga, se identifican puntos dolorosos en la articulación metatarsofalángica del primer dedo, buscando en interlínea dorsal la presencia de hiperostosis en cabeza del primer metatarsiano, y en cara plantar localizando y realizando la movilización pasiva de ambos sesamoideos. En tobillo-pie se buscan puntos dolorosos en interlínea articular tibiotarsiana y en seno del tarso, además se valora la presencia de dolor en la flexo-extensión y la inversión-eversión pasivas.

Se completa esta exploración con la valoración del pulso en arterias pedia y tibial posterior.

4.3.2.10. **La bioimpedancia** eléctrica (BIA) se valora mediante el analizador Maltron BF905 de 50Hz, sistema que proporciona resultados repetibles y fiables (Instrucciones de utilización Maltron BF905).

Todos los sujetos son valorados antes de iniciar su sesión de entrenamiento habitual, con posterioridad al estudio cineantropométrico.

Para determinar la bioimpedancia se requiere que los sujetos estén normalmente hidratados en el momento del estudio, por lo que en otros trabajos de investigación los sujetos beben medio litro de agua antes de iniciar el análisis (Eliakim y cols., 2000), o beben *ad libitum*, incluso portando una botella de agua durante todo el día del estudio (Liang y cols., 2000). En el presente trabajo, y siguiendo las normas de utilización del analizador Maltron BF905, los bailarines acudieron en su estado de hidratación habitual. Debido a que el analizador no responde si la deshidratación es marcada, se instó a aquellos sujetos, en los que la realización de esta prueba resultó imposible, debido precisamente a la deshidratación que presentan en el momento del estudio, a beber dos vasos de agua, y a los 30 minutos se repitió la determinación siendo posible completarla en todos los casos. Como condiciones estándar (Instrucciones del Analizador Maltron BF905; Houtkooper, 1996) se establecieron además: no realizar actividad física extrema en las 12 horas anteriores al estudio, no consumir alcohol en las 24 horas previas, ni café en las 4 horas anteriores, habiendo realizado la última ingesta de comida  $\geq 3$  horas antes, y acudiendo aproximadamente a los 30 minutos de haber orinado. Estas son también las condiciones de partida empleadas en un estudio más reciente realizado por Liang y cols. (2000). La finalidad de todo ello es que la hidratación sea normal y que el día de la prueba, el metabolismo sea lo más próximo posible al metabolismo basal.

Antes de iniciar el análisis, se retiran todos los objetos metálicos que porte el sujeto. El bailarín se sitúa en decúbito supino, sobre una superficie no conductora, como es una camilla con tabla de madera almohadillada y forrada de material plástico, relajado por completo, con los antebrazos pronados, apoyando las manos sobre la palma, con los miembros superiores dispuestos a poca distancia del cuerpo, y los inferiores extendidos y ligeramente separados. El cuerpo debe estar simétrico durante la realización del análisis. Se limpia con alcohol la zona donde se colocarán los electrodos desechables (electrodos ME4000), con el fin de quitar la



piel muerta y los aceites que pudieran impedir un buen contacto de la piel con los electrodos adhesivos, asegurándose que la piel está seca antes de colocarlos. Sobre estos electrodos desechables se acoplan los electrodos metálicos.

El analizador Maltron realiza un estudio tetrapolar, pasando la corriente de forma ipsilateral, mano derecha-pie derecho: dos electrodos inyectan corriente y otros dos son sensibles al voltaje. Se sitúan los electrodos de inyección (electrodo negativo, color negro) sobre cabeza del tercer metacarpiano en la mano, y sobre 2º espacio intermetatarsiano, proximal a las articulaciones metatarsófalángicas, en el pie; los electrodos medidores del voltaje (electrodo positivo, color rojo) se colocan en muñeca, centrado en la línea que une las apófisis estiloides de radio y cúbito, y en tobillo en cara anterior, centrado en la línea que une ambos maleolos (Figura 54, p. 144).



Figura 54  
Estudio tetrapolar de la bioimpedancia eléctrica  
mediante el analizador Maltron BF905 de 50Hz.

Se introduce en el sistema la altura y el peso del bailarín, el sexo y su edad, y con el sujeto relajado e inmóvil se procede a la transmisión eléctrica entre ambos grupos de electrodos y a la valoración de la impedancia. Durante 15 segundos se produce el proceso de medida, la corriente emitida tiene una intensidad inferior a 1mA (800µA) y una frecuencia de 50KHz.

El analizador Maltron proporciona en la pantalla la masa grasa en kg y el porcentaje de grasa corporal, masa magra en kg y porcentaje de masa magra, agua corporal en litros y su porcentaje sobre la masa total, nivel de metabolismo basal en kilocalorías. Indica también la impedancia eléctrica de los tejidos del bailarín, expresada en ohmios ( $\Omega$ ), es decir la resistencia del cuerpo al paso de la corriente eléctrica. El analizador ofrece además la posibilidad de indicarle al sujeto de forma inmediata el agua corporal considerada ideal para él, así como el estado de hidratación que presenta en el momento del estudio, los márgenes de peso idóneo y el porcentaje de grasa corporal esperado en función de su edad, sexo y altura. Estos datos fueron aportados a cada bailarín el día del estudio, independientemente de la emisión posterior de un informe escrito, como ya se indicó.

No está probada la exactitud de las ecuaciones de predicción para jóvenes (6-18 años) derivadas de la bioimpedancia (Houtkooper, 1996). Una ecuación de regresión creada específicamente para valorar la composición corporal de un grupo concreto es siempre más fiable para ese grupo que una calculada a partir de un grupo heterogéneo; pero según Hergenroeder y cols. (1991b), la del grupo heterogéneo es utilizable más ampliamente, aunque los datos obtenidos tengan implícitamente mayor incertidumbre. Según estos mismos autores, aunque los aparatos de medición de la impedancia no están calibrados para adolescentes o adultos jóvenes que se dedican específicamente a la danza, las ecuaciones para predicción de la composición corporal obtenidas a partir de grupos heterogéneos pueden ser aplicadas a colectivos concretos y supuestamente homogéneos, a expensas de una disminución de la fiabilidad, lo que en principio justifica la utilización de este sistema de valoración en el grupo de bailarines de danza española estudiado.

4.3.2.11. El **estado nutricional** se valora en función de:

- Índice de Quetelet de Masa Corporal y relación talla-peso, hallados ambos a partir de los datos cineantropométricos.
- Grosor de pliegues grasos obtenido mediante cineantropometría.
- Metabolismo basal, proporcionado por la bioimpedancia.
- Grado de hidratación corporal, proporcionado por la bioimpedancia.
- Patrón nutricional en relación a la presencia de restricciones alimentarias voluntarias, “manías” dietéticas y uso de suplementación nutricional, estos últimos datos obtenidos mediante el cuestionario rellenado por cada bailarín (preguntas 53-56, Anexo 1).

El Índice de Quetelet de Masa Corporal (IMC), considerado como una indicación grosera, pero fiable del estado nutricional (McLaren, 1994), consistente en:  $\text{peso/altura}^2$  ( $\text{kg/m}^2$ ). En el presente estudio se emplea la clasificación propuesta por Miguel-Tobal y cols. (1998) que permite establecer una relación entre nivel de peso e IMC:

Nivel de peso	IMC ( $\text{kg/m}^2$ )
Bajo-peso severo	<18
Bajo-peso	18-20
Peso normal	20-25
Sobrepeso	25-30
Obesidad moderada	30-40
Obesidad mórbida	>40

Para valorar la relación talla-peso, en los bailarines menores de 18 años se emplean las curvas de crecimiento del Instituto de Investigación Sobre Crecimiento y Desarrollo (Fundación Orbegozo) y en adultos, mayores de 18 años, las fórmulas propuestas para deportistas por Odriozola (1988):

- Varones: (Talla en cm-100)-10% de esta cifra
- Mujeres: (Talla en cm-100)-15% de esta cifra.

Este peso teórico obtenido a partir de la talla, se relaciona con el peso actual o real, determinado mediante cineantropometría, calculando el porcentaje del peso teórico al que corresponde dicho peso actual:

$$\% \text{diferencia del peso teórico} = [(\text{peso actual} - \text{peso teórico}) / \text{peso teórico}] \times 100$$

El grosor de pliegues grasos, especialmente el tricipital, es considerado un marcador del estado nutricional (McLaren, 1994), ya que serviría para estimar el grado de malnutrición.

Respecto a los hábitos alimentarios, se considera que existe preocupación por el peso cuando se contesta positivamente a las preguntas 53 ó 54 (Anexo 1), o a ambas.

4.3.2.12. Respecto a la **periodicidad menstrual**, en este estudio, se considera amenorrea primaria a la aparición de la primera menstruación a edad  $\geq 16$  años (Herhenroeder y cols., 1991a; Rebar, 1994); amenorrea secundaria cuando los ciclos duran  $>90$  días, oligomenorrea si duran entre 43-90 días, y eumenorrea si los ciclos duran entre 25-42 días (To y cols., 2000; Rebar, 1994), por lo que, ciclos que duren  $<25$  días se consideraran como polimenorrea. Se estima que una bailarina sufre irregularidad menstrual cuando refiere imposibilidad para predecir la duración de sus ciclos menstruales.

#### 4.3.2.13. Estudio **fotopodográfico**.

Para la realización del fotopodograma el sujeto se sitúa en descarga, sentándose en una silla, mientras se le pincela la planta de ambos pies (Figura 55, p. 147) con líquido revelador fotográfico comercial (AGFA Neutol B&W Paper Developer), al que se añade carbonato cálcico (10g por cada  $\frac{1}{2}$  litro) y agua para completar. El papel fotográfico normal (AGFA Brovira-Speed BN 312 RC semi-matt; 24x30,5 cm) se sitúa sobre el suelo, delante del sujeto, que se levanta, colocando durante 30" (Figura 56, p. 147) ambos pies impregnados en líquido revelador sobre dicho papel; simultáneamente se perfila sobre el papel fotográfico la silueta del pie (Figura 57, p. 147). El sujeto se sienta nuevamente y levanta rápidamente ambos pies,

## MATERIAL Y MÉTODOS

mientras se sujeta el papel fotográfico contra el suelo. Se introduce el papel fotográfico en un baño fijador para películas y papeles fotográficos en blanco y negro (AGFA Agefix Fixer) y posteriormente se lava con agua y se deja secar.



Figura 55  
Pincelado plantar  
con líquido  
revelador.



Figura 56  
Tras el pincelado plantar, el sujeto  
se sitúa sobre el papel fotográfico  
en bipedestación normal  
durante 30 segundos.



Figura 57  
Perfilado de la silueta plantar.

A partir de la huella así obtenida se van a hacer las siguientes valoraciones:

1. Fórmula digital en condiciones basales. Se clasifican los distintos perfiles encontrados en base a la propuesta hecha por Lelièvre y Lelièvre (1987), aunque en este estudio los grupos quedan reducidos a cuatro, ya que el pie ‘estándar’ se incluye dentro del pie griego y la ‘tigera halomegalia’, dentro del pie egipcio:
  - pie egipcio: mayor longitud del primer dedo.
  - pie griego: mayor longitud de segundo dedo.
  - 1=2>3>4>>5: primer y segundo dedos iguales entre sí, y más largos que el resto.
  - pie cuadrado: 1=2=3=4>>5

2. Determinar la presencia de hallux valgus y los grados de angulación existentes, siguiendo para ello el método propuesto por Sanders y cols. (1992), que estiman la angulación del primer radio correspondiente en el fotopodograma a la angulación existente entre la tangente a 1º dedo y borde medial de región metarsofalángica, y la tangente al borde medial del talón y borde medial de dicha región metarsofalángica (Figura 58, p. 148). Este es un parámetro válido ya que los autores encuentran una correlación significativa ( $r=0,911$ ) entre el ángulo del hallux en fotopodograma y el ángulo del hallux radiográfico, formado en este caso entre eje de primer metatarsiano y eje de falange proximal del primer dedo. Se considera hallux valgus cuando la angulación en el fotopodograma es  $>8^\circ$ , lo que corresponde a una angulación radiografía  $>15^\circ$ . Esta determinación se realiza en ambos pies en condiciones basales y tras el entrenamiento.

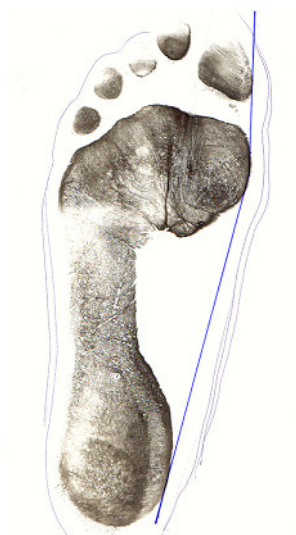
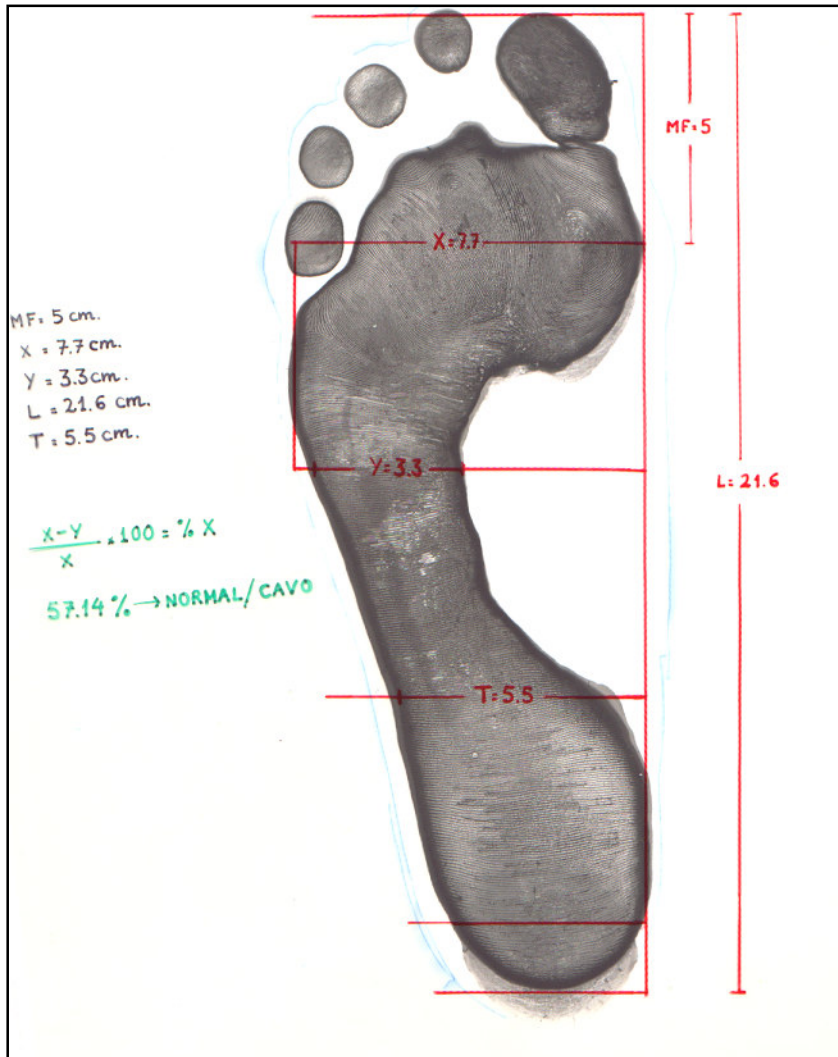


Figura 58  
Determinación de la angulación del primer radio mediante el sistema fotopodográfico propuesto por Sanders y cols (1992). En este caso el ángulo entre ambas tangentes es de  $12^\circ$ , lo que según los autores corresponde a hallux valgus.

3. Estimación del apoyo plantar antes y después de entrenar, para lo cual se emplea el método de estudio de Hernández-Corvo (Hernández-Corvo, 1989), que se basa en el trazado sobre la huella de una serie de líneas perpendiculares entre sí (Figura 59, p. 149) que permiten conocer la longitud y anchura de la huella a diversos niveles, así como obtener una relación porcentual entre el ancho del istmo en mediopié y el ancho metatarsal en antepié, y con ello clasificar las huellas en pie plano, normal o cavo, diferenciándose además, diversos grados dentro de cada tipo.

## ESTUDIO DE LA HUELLA PLANTAR SEGÚN EL MÉTODO DE HERNÁNDEZ CORVO



**Trazado inicial:** línea tangente al borde interno de la huella plantar.

Una línea perpendicular a ésta a través de la 1ª metatarsofalángica.

Dos líneas perpendiculares al trazado inicial en los extremos anterior y posterior de la huella, que definen su **longitud (L)**.

Se calcula la **medida fundamental (MF)** que se repite sobre el trazado inicial tantas veces como se pueda, en este caso tres veces.

Trazando una línea tangente al borde externo del pie y paralela al trazado inicial, se obtiene el **ancho metatarsal (X)**, definido como la distancia existente entre ambas líneas.

Sobre la línea existente en mediopié, se trazan dos tangentes al borde interno y externo de la huella, paralelas al trazado inicial, que definen el **ancho del istmo (Y)** como la distancia existente entre ambas.

Sobre la primera línea del talón se traza una tangente al borde externo de la huella y paralela al trazado **inicial**, que junto con éste define el **ancho del talón (T)**.

Emplea la siguiente fórmula:

$$X-Y/X \times 100 = \% X$$

Estableciendo estas correspondencias:

- 0-34,9% plano
- 35-39,9% plano/normal
- 40-54,9% normal
- 55-59,9% normal/cavo
- 60-74,9% cavo
- 75-84,9% cavo/fuerte
- 85-100% cavo/extremo

Figura 59

Estudio de la huella plantar de una bailarina de danza española según el método de Hernández Corvo.



## ESTUDIO CINÉTICO EN ESTÁTICA Y DINÁMICA MEDIANTE PLANTILLAS INSTRUMENTADAS (PAROTEC® SYSTEM)



Figura 60  
Correspondencia entre sensores y regiones plantares



Figura 61  
Plantillas instrumentadas del sistema Parotec®.  
Las plantillas tienen diversas numeraciones para adecuarse a la que calza el sujeto.  
En la fotografía aparecen además, las cintas adhesivas de velcro para la fijación de los cables, y el maletín para el transporte del Sistema.



Figura 62  
Ajuste de los cables que comunican las plantillas con el controlador mediante velcro.



Figura 63  
Calibrado de las plantillas instrumentadas.  
Se realiza para cada sujeto previamente a la determinación podobarográfica estática y dinámica. En posición de descarga, las plantillas son calibradas durante 3 segundos.

## MATERIAL Y MÉTODOS



Figura 64  
Determinación podobarográfica en estática.  
El sujeto se incorpora manteniéndose en bipedestación, relajado y mirando a un punto fijo a dos metros de distancia. Esta valoración se desarrolla durante 5 segundos, a una frecuencia de medición de 10 Hz.



Figura 65  
Determinación baropodográfica en dinámica.  
El sujeto camina de forma relajada en línea recta, completando al menos 6 ciclos de la marcha, a una velocidad normal (aproximadamente 1 ciclo/segundo). La frecuencia de medición empleada es de 100 Hz.

4.3.2.14. Para el **estudio cinético, estático y dinámico**, se emplea el sistema Parotec® (Paromed Medizintechnik GMBH, Hubertushofheft, D-83115 Markt Neubeuern, Alemania). De este modo se obtiene durante la bipedestación normal la localización del CDG corporal, del CDP de cada pie y la distribución de presiones ( $\text{N}/\text{cm}^2$ ) e impulsos (Ns) plantares; durante la marcha normal se determina la PCDP, la distribución de presiones e impulsos plantares, la cinética de la marcha y el tiempo de contacto (ms) de cada pie, expresado en valor absoluto y en relación a las fases de la marcha. El sistema proporciona de forma independiente los datos de cada pie, permitiendo por lo tanto, su análisis individual. Los valores de la fuerza de reacción se obtienen, tanto en estática como en dinámica, en relación al espacio (presión) y al tiempo (impulso).

El sistema Parotec® se compone de:

- Un pequeño controlador portátil (17,5 cm de ancho  $\times$  4,7 cm de largo  $\times$  9,5 cm de alto), con batería recargable. Situado en un cinturón ajustable, permite ser transportado en la cintura durante la realización del test (Figuras 63-65, p. 150-151).
- Estación de recargado para el controlador.
- PCMCIA memory card de 64 Kb de memoria, que se inserta en el controlador y sirve para almacenar los datos transitoriamente.
- Software para análisis de los datos, compatible con IBM o PC.
- Un cable paralelo de comunicaciones (RS 232) que traslada los datos desde el controlador al ordenador.



- Un par de plantillas instrumentadas flexibles que se seleccionan en cada test de acuerdo con el número que calza el sujeto (Figura 61, p. 150).
- Un par de cables delgados que conectan cada plantilla al controlador portátil (Figura 62, p. 150).
- Velcro para sujección de estos cables a la pierna durante la realización del test (Figuras 61-62, p. 150).
- Maletín para el transporte del sistema (Figura 61, p. 150).

Las memory-card permiten almacenar secuencialmente gran cantidad de datos sin que sea necesario consumir tiempo en su interpretación inmediata; además al ser un sistema portátil mediante el cual el sujeto no tiene que estar unido al ordenador durante el desarrollo de la prueba, no se verá interceptado por los cables, ni limitado al área cubierto por su longitud. Todos estos factores agilizan el desarrollo del estudio cinético, manteniendo el sujeto actitudes normales, sin que se vea alterado su patrón de la marcha.

Las plantillas del sistema Parotec® emplean sensores piezorresistivos, tal como se indicó con anterioridad. Se trata de microsensores cuyo mecanismo se basa en el puente de Wheatstone (Manual de uso Parotec-System®). El puente de Wheatstone es un sistema compuesto por cuatro resistencias, de las cuales una se constituye en sensor. El transductor consiste en una membrana situada sobre un anillo elevado, que al ser desplazada debido a la presión aplicada, provoca el abombamiento de una laminilla de silicona; ese abombamiento de la laminilla da lugar a un cambio en la resistencia del transductor y produce una desviación medible de la corriente eléctrica que a su vez será proporcional al desplazamiento mecánico de la laminilla (Hsi y cols., 1999). De este modo, las variaciones de presión son medidas como cambios en la resistencia al paso de una corriente eléctrica. Los sensores son calibrados en fábrica y los datos de calibrado se guardan en el software para el análisis de presiones. La estabilidad que demuestran los sensores piezorresistivos a largo plazo (Corchete y Pinilla, 1996), garantiza su calibración y la duración como sistema de medición.

Los puentes de Wheatstone neutralizan el efecto de la temperatura, lo que convierte a los transductores en insensibles a los cambios de temperatura (Manual de uso Parotec-System®), y al estar aislados en las hidrocélulas también están protegidos contra las corrientes eléctricas externas, y el sobrepeso. Los transductores conductores tienen una resolución de 2,5

N/cm<sup>2</sup>, un rango de 0-600 N/cm<sup>2</sup> (Hsi y cols., 1999), y un error de medida menor del 2% en el rango de presiones esperadas, a temperatura y humedad normales (Bauer y cols., 2000).

Cada sensor está situado en una ‘hidrocélula’ rellena de silicona, sustancia que actúa como transmisor de la presión. Basándose en el Principio de Pascal, según el cual, la presión en un fluido actúa simultáneamente sobre todas las superficies de un objeto inmerso en él, así, una fuerza aplicada en cualquier dirección sobre la hidrocélula, se detectará como presión en el microsensor (Bauer y cols., 2000). Cada hidrocélula que embebe un sensor, captará simultáneamente las fuerzas verticales derivadas del peso del sujeto y las fuerzas horizontales de rozamiento, siendo la suma de ambas la carga registrada e interpretada como fuerza de reacción (Manual de uso Parotec-System®. No es posible determinar de forma independiente la contribución a la presión de cada uno de los componentes de la fuerza de reacción (Bauer y cols., 2000), pero el sistema permite conocer la resultante de la suma de vectores, aun prescindiendo del valor de cada uno; en razón de lo cual, según Schaff (1993), las hidrocélulas se comportan como áreas de medida ‘tridimensionales’.

Las hidrocélulas proporcionan además un sistema de ‘superficies’ de medición, lo que es diferente de un sistema de puntos de medición. El paquete deporte del sistema Parotec®, que es el empleado en este estudio, consta de 24 superficies de medida, ofreciendo una medición efectiva del 46% de la superficie plantar (Manual de uso Parotec-System®). La superficie de los sensores 1-20 es idéntica (Figura 60, p.150), y su rango oscila entre 2,8-3,8 cm<sup>2</sup> cada uno, dependiendo de el tamaño de la plantilla; la superficie de los sensores 21-24 es idéntica y oscila entre 1,7-2,9 cm<sup>2</sup> (Hsi y cols., 1999). Los sensores mantienen su disposición relativa en todas las tallas de suelas de medición (Manual de uso Parotec-System®).

Las plantillas tienen un grosor de 2,5 mm, están forradas de cloruro de polivinilo (Hsi y cols., 1999), y presentan un material elástico dispuesto entre las hidrocélulas (Schaff, 1993), lo que junto con el hecho de presentar superficies independientes de medición en vez de una estructura matricial permite que puedan moldearse en las tres dimensiones del espacio sin que se vea afectada la sensibilidad de los sensores, característica que resulta imprescindible si se desea valorar estructuras tridimensionales como la región plantar.

Las hidrocélulas están ubicadas en zonas anatómicas relevantes: las áreas que ofrecen menos información son testadas por menos sensores, mientras que en las zonas donde se esperan grandes presiones, como antepié, y se requiere gran resolución, se agrupan más

sensores. La disposición de las hidrocélulas se ha determinado basándose en los datos sobre apoyo plantar recogidos mediante la plataforma-F Emed a partir de 300 pies normales, y en la propia anatomía plantar. La correcta localización anatómica de los sensores sirve para mejorar la captación de las presiones máximas en comparación con la simple disposición geométrica de una matriz de sensores. La localización de las hidrocélulas ha sido validada en sujetos normales encontrando una repetibilidad superior al 90%; no obstante las presiones puntuales y los picos de presión que tienen localización atípica podrían no ser captados por el sistema (Schaff, 1993).

En las determinaciones dinámicas se produce un mínimo movimiento entre el pie y la plantilla, de forma que en cada paso la misma región anatómica nunca estará en contacto exactamente con la misma región de la plantilla, y las variaciones debidas a ese movimiento relativo quedan incluidas en las diferencias entre paso y paso. A su vez, la variación en la distribución de cargas debida a las relaciones anatómicas individuales entre pie y plantilla queda incluida en las variaciones de las determinaciones inter-sujetos (Hsi y cols., 1999). La repetibilidad test-retest en un sistema de medida de estas características es crítica ya que el desplazamiento del pie sobre la plantilla podría resultar en diferentes distribuciones de presión al realizar mediciones repetidas; al promediar los datos de determinaciones sucesivas se compensa esta desventaja (Schaff, 1993). Como criterio de consistencia, Bauer y cols. (2000) emplean el coeficiente de correlación obtenido a partir de la ecuación de repetibilidad propuesta por Kerlinger, encontrando que la media de los coeficientes de correlación ( $r$ ) de los parámetros generados por el sistema Parotec® en determinaciones estáticas es de 0,96 para sujetos, tanto sanos como enfermos. El sistema Parotec® capta suficientemente los patrones de presión plantar normal y la distribución de carga máxima sobre superficie plantar (Hsi y cols., 1999), proporcionando una información extremadamente consistente, y siendo capaz de medir las presiones plantares estáticas con exactitud. Puede considerarse un sistema fiable para el estudio cinético de la marcha, y para el seguimiento de pacientes en proceso rehabilitador (Bauer y cols., 2000).

En este estudio, las determinaciones se obtienen con los bailarines usando calcetines, lo que proporciona unos datos equiparables a la medición con pies descalzos (Manual de uso Parotec-System®; Peters y Runge, 2001). La sistemática seguida con cada sujeto es:

1. Selección de las plantillas de acuerdo con el número de calzado que gasta el sujeto.

2. Poner y ajustar el cinturón con el controlador.
3. Calzar al sujeto con las plantillas.
4. Ajustar la longitud de los cables a las bandas adhesivas del cinturón (es decir, a la longitud de los miembros inferiores del sujeto).
5. Fijar el cable con las ataduras de velcro (Figura 62, p.150)
6. Introducir una “memo ry card” vacía en el controlador.
7. El paciente se sienta apoyando los pies por el canto del talón, piernas relajadas.
8. Calibrado de las plantillas: se activa el controlador para calibrar los sensores de las plantillas (figura 63, p.150), proceso que emplea 3 segundos.
9. Hay 10 segundos para ponerse de pie y realizar la medición estática (Figura 64, p.151), proceso que emplea 5 segundos, durante los cuales el sujeto mira a un punto fijo situado a la altura de los ojos a una distancia de dos metros.
10. Tras un segundo de espera empieza la medición dinámica: se le pide que camine de forma normal a lo largo de un pasillo de 12 metros de longitud. Debe realizar al menos 6 ciclos de la marcha completos.

Durante el calibrado los pies se mantienen en descarga para obtener el ‘valor de presión de calibrado’: combinación de la presión aplicada al pie por la plantilla + el calcetín. Cada sensor establece y almacena el valor de la presión en descarga, y este valor basal será restado a todas las mediciones posteriores, obteniéndose de este modo los valores que realmente derivan de la carga del peso corporal del sujeto, y eliminando el error surgido por la presión que añade el grosor de las plantillas dentro del calcetín (Bauer y cols., 2000), y el propio calcetín (Mueller, 1999).

En la determinación estática que establece, entre otros parámetros, la localización del CDG corporal, la frecuencia de medición del sistema es de 10 Hz, resultando suficiente para este fin ya que, normalmente, el CDG del cuerpo oscila a una frecuencia de un Hz (Manual de uso Parotec-System®).

Durante la medición dinámica, los sujetos caminan a un paso confortable y a la velocidad escogida por ellos. Al realizar esta prueba a una velocidad normal de marcha, se selecciona en el sistema Parotec® la frecuencia de medición estándar, es decir, los sensores testan a 100Hz. Estudios previos señalan la necesidad de controlar la velocidad de la marcha en los test baropodográficos debido a que ésta puede influir en las fuerzas de reacción, picos de

presiones y variables dependientes del tiempo, ya se empleen plantillas u otros sistemas cinéticos de medición (Andriacchi y cols., 1977; Kernozek y cols., 1996; Morag y Cavanagh, 1999; Bedi y Love, 1998; Mueller, 1999; Razagui y Batt, 2000; Drerup y cols., 2001). Por ello, en este estudio se pide a los sujetos que caminen normalmente, sistemática seguida en otras investigaciones de este tipo (Henning y Rosebaum, 1991; Bowen y cols., 1998; Kerrigan y cols., 2000; Bauer y cols., 2000; Wearing y cols., 2002). Cuando se sugiere una velocidad determinada se altera el patrón de la marcha (Bauer y cols., 2000), mientras que éste se normaliza entre todos los sujetos cuando se les dice que caminen a la velocidad normal, elegida por ellos (Bowen y cols., 1998). Según Bauer y cols. (2000) es un modelo experimental acertado pedir a los sujetos que durante un test cinético caminen con la cadencia preferida por ellos, debido a la habilidad de cada individuo de deambular normalmente de una manera altamente reproducible, que biomecánicamente resulta la forma más eficaz, como lo demuestra el hecho de ser también la más “económica” desde el punto de vista del consumo de energía, valorado como consumo de oxígeno (Bowen y cols., 1998).

Se necesita que cada bailarín complete al menos 6 ciclos de la marcha, el primero es desechado por ser el de aceleración, y a partir de los 5 siguientes se calcula el impulso y se obtienen las líneas de PCDP en dinámica, puesto que es en éstos en los que se recoge la relación entre fuerza, espacio y tiempo (Manual de uso Parotec-System®). Las presiones máximas por sensor se obtienen a partir de todos los ciclos realizados. El tiempo de contacto pie-sensor es aquel durante el cual la presión sufrida por el sensor es mayor de  $2,5 \text{ N/cm}^2$ , que es como se indicó, la presión mínima capaz de detectar el sistema. Con el análisis de 5 ciclos de la marcha el coeficiente de repetibilidad test-retest alcanzado con el sistema Parotec® es excelente ( $r > 0,9$ ) en todos los sensores (Hsi y cols., 1999).

A partir del impulso medio sufrido por cada pie en dinámica, se obtiene su velocidad durante la marcha:

$\text{Impulso medio de toda la superficie plantar/masa del sujeto} = \text{Ns/kg} = (\text{kgms}^{-2})\text{s/kg} = \text{ms}^{-1}$
--

Para el análisis de datos, los sensores se agrupan básicamente en cuatro regiones anatómicas plantares: talón, mediopié, antepié y dedos (Figura 60, p. 150). Dentro de estas cuatro regiones se establecerán las siguientes correspondencias:

-Talón: s1-s4

mitad lateral: s1 y s3

mitad medial: s2 y s4

mitad posterior: s1-s2

mitad anterior: s3-s4

-Mediopié (arco plantar interno + arco plantar externo): s5-s12

-Antepié (sin dedos): s13-s20. Se considera que los sensores s13-s16 se corresponden con las cabezas metatarsianas, mientras que los sensores s17-s20 se corresponden con las articulaciones metatarsófalángicas.

1° MTT: s16 y s20

2° MTT: s15 y s19

3°-4° MTT: s14 y s18

5° MTT: s13 y s17

-Dedos: s21-s24

1° y 2° dedos: s23 y s24

1°: s24

2°: s23

3°-5° dedos: s21 y s22

Los valores de la presión e impulso se expresan en términos absolutos y porcentuales, lo que permitirá la comparación entre estática y dinámica por regiones plantares y además, según señalan Bedi y Love (1988), estos porcentajes son menos dependientes del peso del sujeto y de la velocidad de la marcha.

#### 4.4. PROCEDIMIENTO ESTADÍSTICO

Los valores aparecen expresados como media  $\pm$  desviación típica (mínimo-máximo). La concentración de la distribución de variables se determina según el coeficiente de variación (CV), indicándose sólo cuando es  $>33\%$ , lo que se considera una concentración insuficiente (Carrasco y Anderiz, 1978).

La repetibilidad test-retest se emplea para valorar la exactitud del goniómetro y la precisión de los métodos cuantitativos que no han sido previamente validados, para ello se

realizan 10 determinaciones, estimando su CV. Para determinar la exactitud del goniómetro empleado se realizan las 10 valoraciones repetidas sobre ángulos conocidos: 0°, 45°, 70°, 90°, 110°, 135°, 180°. Se valora también mediante este sistema la fiabilidad de determinaciones goniométricas y antropométricas: ángulo de versión pélvica en bipedestación normal con el sujeto descalzo, el mismo ángulo en bipedestación normal con calzado de baile, así como en posición de baile con calzado de baile, y el ángulo muslo-pierna en posición de baile, realizando todas estas determinaciones en miembro inferior derecho de un bailarín voluntario; ángulo de dorsiflexión pasiva de primera metatarsofalángica (MTTF), ángulo de inclinación del talón respecto a superficie de apoyo y altura del arco plantar interno en escafoides, realizando todas estas determinaciones en el mismo sujeto en pie derecho; medidas fotopodográficas según el método de Hernández-Corvo (MF, L, X, Y, T y %X) realizadas en una misma huella plantar de pie derecho, elegida aleatoriamente entre las del grupo de estudio; la angulación del hallux según fotopodograma, realizando las determinaciones sobre una misma huella plantar de pie derecho, elegida aleatoriamente entre las del grupo de estudio. Se considera que el método es fiable y preciso, o el sistema de medida exacto cuando el CV es <33%.

Se emplea la prueba *t*-Student de dos colas para la comparación de medias en parámetros cuantitativos derivados de: fotopodograma, medición goniométrica del ángulo de versión pélvica, perímetros de muslo y pierna, medición antropométrica del arco plantar interno y estudio cinético con el sistema Parotec®. De esta forma se valora la significación estadística de las diferencias entre extremidad derecha e izquierda; entre antes y después de entrenar; entre estática y dinámica en valor absoluto y porcentual; entre el valor porcentual de la presión y el del impulso según regiones plantares. La hipótesis nula es que no existen diferencias en los parámetros analizados.

Para la comparación de proporciones entre caracteres no cuantitativos, como IMC y satisfacción con el propio peso corporal, se ha utilizado el criterio del  $\chi^2$  aplicando la corrección de Yates, ya que algunas frecuencias se encuentran por debajo de 10. La hipótesis nula es que no existe asociación entre los parámetros estudiados.

En la comparación de métodos de valoración clínica que se emplean para estimar el mismo parámetro, es decir, la cineantropometría y la bioimpedancia en la valoración del % de masa grasa corporal, se ha utilizado el coeficiente de correlación (*r*) y el coeficiente de

determinación ( $r^2$ ), así como el análisis propuesto por Bland y Altman (1986) por ser más fiable para este propósito que el propio coeficiente de correlación. Siguiendo a Bland y Altman (1986), se determina para cada uno de los sujetos la diferencia entre los valores obtenidos por cada sistema (cineantropometría y bioimpedancia), y dichas diferencias se comparan con la media de los valores hallados por ambos sistemas para el % de grasa de cada individuo. Se establecen unos límites de aceptación: media de las diferencias  $\pm 2$  DS, y se hallan los intervalos de confianza de la media de las diferencias, del límite inferior y del límite superior de aceptación con  $p < 0.05$ . Si dichos límites no expresan diferencias clínicamente importantes y los intervalos de confianza reflejan concordancia entre ambos métodos, éstos podrían ser usados indistintamente para la determinación del % de peso graso en bailarines pre-profesionales de danza española. La hipótesis nula es que ambos métodos proporcionan valores iguales, o al menos clínicamente compatibles, del porcentaje de masa grasa corporal.

La relación entre los tres métodos empleados en el estudio del apoyo plantar (fotopodograma, altura del arco plantar y presiones e impulsos plantares en estática), que en principio no valoran los mismos parámetros, se estima mediante el coeficiente de correlación ( $r$ ), el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) y el estadístico  $t$ . La hipótesis nula es la información aportada por los tres sistemas está relacionada entre sí.

En la comparación de la distribución de presiones e impulsos en estática y en dinámica, dentro de las distintas regiones plantares de cada pie, se emplea ANOVA de un factor con la prueba *post hoc* de rango y comparación múltiple HSD de Tuckey para residuos estudentizados, estableciéndose el nivel de significación en  $p < 0,01$ , ya que las fuerzas sufridas por distintas zonas del mismo pie se prevé que estén relacionadas. La hipótesis nula es que no existen diferencias en los parámetros medidos entre las distintas regiones plantares.

Mediante regresión múltiple se analiza la relación existente entre la variación de la altura del arco plantar tras el entrenamiento, como variable dependiente, y la edad del sujeto, edad de inicio en la danza, marca del zapato de baile, ángulo fotopodográfico del hallux, tiempo de entrenamiento, flexibilidad del arco plantar entendida como % de variación de la altura de dicho arco entre bipedestación normal y semiflexión de rodillas, como variables independientes. También mediante regresión múltiple se busca la relación entre incontinencia urinaria, como variable dependiente, y altura del arco plantar, flexibilidad del mismo y grado de cavismo fotopodográfico, como variables independientes. Este método estadístico se



emplea también para determinar la relación existente entre la angulación del primer radio en ambos pies, antes y después de entrenar, como variables dependientes, y la edad del sujeto, años estudiando danza en general y cada uno de los tipos en particular, como variables independientes. Se estima en función del valor de  $r$ ,  $r^2$  y del estadístico  $t$ . La hipótesis nula es que no existe relación entre las variables dependientes y las independientes en ambos casos.

La probabilidad de error tipo I se sitúa en este estudio en  $p < 0,05$  y  $p < 0,01$ .

El programa estadístico empleado para el tratamiento de los datos es SPSS 10.0 para Windows.

## 5. RESULTADOS.

### 5.1. CARACTERÍSTICAS DEL ENTRENAMIENTO.

**TABLA II**  
**Edad de inicio en la danza y años dedicados al estudio de cada tipo de danza**

	<b>GRUPO n=32</b>	<b>MUJERES n=27</b>	<b>VARONES n=5</b>
<b>Edad (años)</b>	18,87±2,23 (15-26)	18,55±1,88 (15-21)	20,6±3,36 (17-26)
<b>Edad de inicio en la danza (años)</b>	7,31±3,42 (3-18) <sup>+</sup>	6,59±2,73 (3-14) <sup>+</sup>	11,2±4,43 (7-18) <sup>+</sup>
<b>Años estudiando danza (cualquier tipo)</b>	11,12±2,96 (5-17)	11,34±3,03 (5-17)	10±2,54 (7-13)
<b>Años estudiando Flamenco</b>	9,35±3,33 (1-16) <sup>+</sup>	9,73±3,1 (1-16)	7,4±4,15 (2-12) <sup>+</sup>
<b>Años estudiando Clásico Español</b>	7,64±2,83 (1-17) <sup>+</sup>	7,73±3,94 (1-17) <sup>+</sup>	7,2±3,56 (2-12) <sup>+</sup>
<b>Años estudiando Escuela Bolera</b>	8,46±3,22 (1-14) <sup>+</sup>	8,72±3,16 (1-14) <sup>+</sup>	7,2±3,56 (2-12) <sup>+</sup>
<b>Años estudiando Folclore</b>	7,45±3,32 (1-14) <sup>+</sup>	7,5±3,27 (1-14) <sup>+</sup>	7,2±3,96 (2-13) <sup>+</sup>
<b>Años estudiando Ballet Clásico</b>	10,06±2,91 (3-17)	10,28±2,99 (3-17)	8,75±2,21 (7-12)
<b>Años estudiando Contemporáneo</b>	1,76±1,65 (0-6) <sup>+</sup>	1,92±1,7 (0-6) <sup>+</sup>	1±1,22 (0-3) <sup>+</sup>

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo)

<sup>+</sup> CV >33%

Tanto hombres como mujeres muestran gran variación (CV>33%) en la dedicación al estudio de los diversos tipos de danza, salvo en lo relativo a los años totales dedicados al estudio de la danza en general, y dentro de ésta, al ballet.

Los tipos de danza estudiados durante más años en el grupo son el ballet, seguido de la danza española dentro de la cual, de más a menos se encuentran: flamenco, escuela bolera, clásico español y folclore.

En los varones los años de dedicación a las distintas formas de danza española son similares. Las mujeres han estudiado durante más años flamenco, escuela bolera y ballet que los varones. La dedicación al clásico español y al folclore es similar en ambos sexos. Lo mismo podemos decir respecto a la danza contemporánea.

## RESULTADOS

Mientras que el ballet y los distintos tipos de danza española han sido practicados por todos los individuos, la danza contemporánea la han practicado 21 de los 32 sujetos (65,6% del grupo), de los cuales 18 son mujeres (66,6% de las mujeres) y 3 son varones (60%). Respecto a los otros tipos de danza practicados por el grupo están el aeróbic, estudiado por una mujer durante un año, y la danza histórica estudiada por un varón, también durante un año.

**TABLA III**  
**Horas/semana de entrenamiento de danza**

	<b>GRUPO n=32</b>	<b>MUJERES n=27</b>	<b>VARONES n=5</b>
<b>Horas semanales de entrenamiento (clases + ensayos)</b>	24,14±5,8 (13,5-50)	23,92±6,17 (13,5-50)	25,3±3,32 (21,5-29,5)
<b>Flamenco</b>	4,79±2,96 (3,5-19)	4,9±3,21 (3,5-19) <sup>+</sup>	4,2±0,44 (4-5)
<b>Clásico Español</b>	6,2±3,05 (3-19) <sup>+</sup>	6,51±3,17 (3-19) <sup>+</sup>	4,6±1,74 (3,5-7,5) <sup>+</sup>
<b>Escuela Bolera</b>	3,73±1,14 (3-7)	3,59±1,02 (3-7)	4,5±1,54 (3,5-7) <sup>+</sup>
<b>Folclore</b>	1,74±1,34 (1-8,5) <sup>+</sup>	1,52±0,37 (1-3)	2,8±3,19 (1-8,5) <sup>+</sup>
<b>Ballet Clásico</b>	7,4±0,54 (5-8)	7,48±0,35 (6-8)	7,5±1,11 (5-7,5)
<b>Formas que implican zapateado (flamenco + clásico español)</b>	10,81±5,65 (4-38) <sup>+</sup>	11,18±6,05 (4-38) <sup>+</sup>	8,8±1,85 (7,5-11,5)
<b>% del tiempo de entrenamiento semanal de danza dedicado a clásico español y flamenco (por individuo)</b>	43,5±10,38 (25,4-76)	44,9±9,85 (27,6-76)	35,7±10,78 (25,4-47,9)

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo)

<sup>+</sup> CV >33%

Las horas semanales medias dedicadas al entrenamiento de danza (clases + ensayos) son  $24 \pm 6$  (13,5-50) h/sem, siendo una mujer la que menos horas semanales entrena (14,5 h/sem) y otra la que mayor tiempo dedica (50h/sem).

Este horario se reparte entre la danza española (flamenco, clásico español, escuela bolera y folclore) a la que dedican una media de  $16 \pm 6$  (6-42,5) (CV > 33%), y el ballet clásico  $7,5 \pm 0,5$  (5-8) h/sem. La escuela bolera más el folclore ocupan sólo una media de

## RESULTADOS

5,78±2,6 h/sem (1,5-15). Si se atiende a cada danza individualmente, el ballet, es al que se dedican más horas de estudio, seguido de clásico español, flamenco, escuela bolera, y por último folclore.

La mayoría del tiempo semanal destinado al estudio de la danza española, se emplea en las formas que implican zapateado (flamenco y clásico español), siendo la media de 10,3 ± 6 (4-38) h/sem (CV > 33%), llegando en una mujer a suponer el 76% de sus estudios de danza semanales. En cuanto a sexos, las bailarinas dedican la mayor parte de su entrenamiento de danza española a las formas con zapateado, mientras que los bailarines a escuela bolera y clásico español.

Tres bailarines del grupo estudian además otros tipos de danza: un varón dedica 10 h/sem a contemporáneo, otro varón 4 h/sem al estudio de danza histórica y una mujer 1h30'/sem a bailes de salón.

Aparte del tiempo destinado al estudio de los distintos tipos de danza, el 12,5% de los sujetos encuestados trabajan como bailarines profesionales y el 15,6% realizan otra actividad física regularmente (Tabla IV).

**TABLA IV**  
**Actividad física añadida al entrenamiento habitual**

Sujeto	Sexo	Trabajo profesional	Otra actividad física
1	Varón	ballet clásico y contemporáneo	
3	Mujer		1h30'/sem gimnasia
6	Mujer		1h30'/sem gimnasia
19	Mujer	3h/sem español	
21	Mujer		30'/sem natación
24	Varón	10h/sem español	7h30'/sem musculación
27	Varón	2h,12'/sem español	
31	Mujer		10h30'/sem caminar

Estos periodos de tiempo no han sido considerados como entrenamiento. Un sujeto se encontraba lesionado en el momento del estudio, por lo tanto no pudo indicar las horas de trabajo en escenario. En el resto de los encuestados el trabajo profesional o la actividad física extra suponen un 2-7% del tiempo de ejercicio físico semanal, salvo en los sujetos 24 y 31 en los que llega a ocupar el 45% (26% trabajo en escenario + 19% otra actividad distinta de la danza) y 29,5% respectivamente.

## RESULTADOS

Respecto al descanso anual de clases, ensayos y representaciones (Tabla V), fueron 30 los sujetos que respondieron, mostrando una media de  $2 \pm 1$  mes/año (0 días-4 meses). El periodo vacacional es menor entre los profesionales ( $0,7 \pm 0,6$  meses; 0 días-1,5 mes) que entre los sólo estudiantes ( $2,3 \pm 0,9$  meses; 0,7 meses-4 meses), con un  $CV > 33\%$  en ambos grupos.

**TABLA V**  
**Vacaciones anuales**

	Media del descanso anual (meses)
<b>Grupo (n=32)</b>	$2,12 \pm 0,97$ (0-4) <sup>+</sup>
<b>Mujeres (n=27)</b>	$2,6 \pm 1,14$ (1-4) <sup>+</sup>
<b>Varones (n=5)</b>	$1,2 \pm 0,9$ (0-2) <sup>+</sup>
<b>Bailarines sin actividad profesional (mujeres y hombres) (n=28)</b>	$2,35 \pm 0,81$ (0,75-4) <sup>+</sup>
<b>Bailarines con actividad profesional (mujeres y hombres) (n=4)</b>	$0,68 \pm 0,62$ (0-1,5) <sup>+</sup>

Valores expresados como media  $\pm$  desviación típica (mínimo-máximo)

<sup>+</sup> CV > 33%

Respecto al calzado empleado para bailar clásico español y flamenco, de todas las posibles marcas de fabricantes de zapatos y botines profesionales, en este grupo los alumnos sólo utilizan cinco, que por orden, en función del número de sujetos que dicen usarlos, son:

- Coral: 68,7% (22 sujetos)
- Yebra: 31,2% (10 sujetos)
- Gallardo: 12,5% (4 sujetos)
- Maty: 9,4% (3 sujetos)
- Menkes: 6,2% (2 sujetos)

Veinticinco bailarines dicen utilizar una sólo marca, mientras que los siete restantes emplean varias: cinco usan dos marcas, uno usa tres marcas, y uno emplea hasta cuatro distintas (motivo por el que la suma de porcentajes no es 100%).

Sólo un sujeto refiere usar calzado hecho a medida, después de empezar a padecer metatarsalgia; los otros 31 utilizan calzado estándar.

Los criterios que siguen en la elección del calzado de baile aparecen en la Tabla VI (p. 165):

**TABLA VI**  
**Criterios en la selección del calzado de entrenamiento y trabajo**

	Es cómodo	Sienta bien	Anchura	duración	Fácil de conseguir	Muy conocido	Se lo dan en la compañía	Es barato
<b>n° de sujetos que sigue cada criterio (%)</b>	26 (81,2)	20 (62,5)	15 (46,9)	19 (59,4)	19 (59,4)	9 (28,1)	3 (9,4)	24 (75)
<b>Puntuación de cada criterio (prioridad)*</b>	1,8±1,52 (1-6) <sup>+</sup>	2,55±1,14 (1-5) <sup>+</sup>	3,33±1,63 (1-7) <sup>+</sup>	3,52±1,74 (1-7) <sup>+</sup>	3±1,24 (1-5) <sup>+</sup>	4,66±2,23 (1-7) <sup>+</sup>	7,66±0,57 (7-8)	3,29±1,94 (1-8) <sup>+</sup>

\*Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo)

<sup>+</sup> CV >33%

La forma en que está planteada la pregunta en el cuestionario (Anexo 1, pregunta 10), permite que cada encuestado ordene los criterios por los que selecciona su calzado de trabajo de forma individual, de este modo, si alguno de los criterios propuestos no es utilizado, no obtendrá puntuación, al tiempo que si es utilizado uno distinto de los que aparecen en el cuestionario quedaría reflejado con la puntuación adjudicada. Hay un sujeto que no contesta a esta pregunta, el resto (n=31) refiere utilizar en la selección de su calzado entre 2 y 8 de los criterios propuestos. Para emplear en la selección del calzado todos los criterios propuestos hay que ser profesional, ya que sólo en ese caso la compañía de danza a la que pertenece el bailarín le proporcionaría un determinado calzado. Ningún bailarín añade otro motivo a los propuestos en el cuestionario.

Se basan para la selección de su calzado de baile en:

- Una única característica: 2 sujetos,
- Dos características: 3 sujetos
- Tres “ : 5 sujetos
- Cuatro “ : 11 sujetos
- Cinco “ : 3 sujetos
- Seis “ : ningún sujeto
- Siete “ : 4 sujetos
- Ocho “ : 3 sujetos

Entre los criterios más frecuentemente tenidos en cuenta por los encuestados se encuentran la comodidad, el precio, la estética (sienta bien), la larga duración y la facilidad para conseguirlo.

## RESULTADOS

En cuanto a la prioridad dada a estos criterios en el proceso de selección de su calzado de baile, este es el orden seguido:

1. Comodidad
2. Estética
3. Que sea fácil de conseguir
4. Bajo precio
5. Anchura
6. Durabilidad
7. Ser una marca conocida
8. Que se lo proporcionen en la compañía.

Respecto al recambio del calzado para el zapateado, el grupo utiliza una media de  $1,62 \pm 0,79$  (0,5-4) ( $CV > 33\%$ ) pares/año, renovándolo:

- Cada más de 6 meses el 71,9%
- Entre 3-6 meses el 18,7%
- Entre 1-3 meses el 9,4%

Ningún sujeto tiene la necesidad de cambiar de calzado cada mes.

En relación al desgaste de la suela, su localización, y porcentaje de zapatos derechos e izquierdos en que aparece se encuentra detallado en la Figura 66 (p.167). En ambos pies predomina el desgaste sobre mitad externa del talón y en relación a la cabeza del primer metatarsiano.

En los zapatos y botines venidos de fábrica el tacón es siempre neutro, es decir, su eje longitudinal forma ángulo recto con el plano horizontal, sin embargo, en la exploración del calzado de baile (Figura 67, p. 167), sólo el 44% de los tacones derechos eran neutros: el 36% se desviaba en varo y el 20% en valgo. En pie izquierdo el 48% de los tacones izquierdos estaban desviados en varo, el 28% eran neutros y el 24% estaban desviados en valgo.

En el 96% de los zapatos observados, la suela en antepié es convexa en sentido transversal, lo cual determina que situándolos sobre una superficie plana y lisa presentan oscilación en el plano frontal.

Se observa deformidad en la pala en el 75% de zapatos derechos y en el 78,5% de los izquierdos: esta deformidad aparece sobre todo en relación a primer dedo (64% de zapatos derechos y 75% de zapatos izquierdos); en relación al 5º dedo la deformación de la pala es

## RESULTADOS

menos frecuente (46% de zapatos derechos y 50% de zapatos izquierdos). Para algunos sujetos en el mismo zapato coexisten ambas deformaciones (34,4% de zapatos derechos y 37,5% de zapatos izquierdos), mientras que en otros el calzado no presenta ninguna de ellas (21,9% derechos y 18,7% izquierdos).

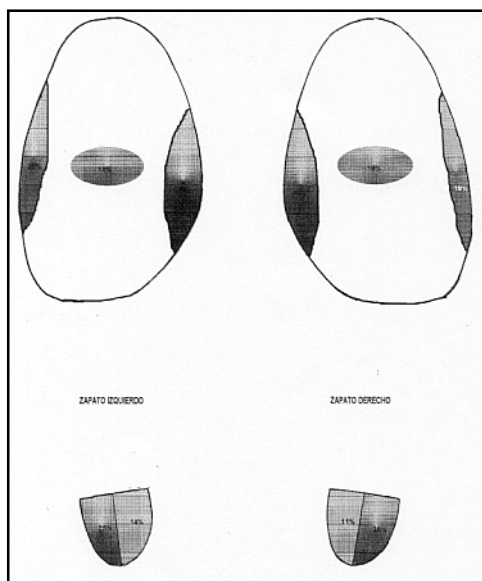


Figura 66

Localización de las zonas de desgaste en la suela y tacón del calzado de baile (n=32):

Primer metatarsiano: 86% de los zapatos derechos y 86% de izquierdos.

Metatarsianos centrales: 18% de los zapatos en ambos pies.

Quinto metatarsiano: 18% de los zapatos en pie derecho y 25% en izquierdo.

Mitad externa del tacón: 75% de los zapatos en ambos pies.

Mitad interna del tacón: 11% de los zapatos en pie derecho y 14% en pie izquierdo.

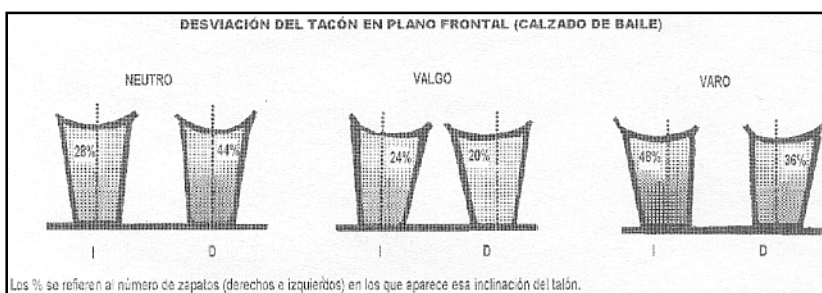


Figura 67

Desviación del tacón del calzado de baile según un plano frontal (n=32)

En relación a la indumentaria empleada en clases y ensayos, el 100% de los sujetos encuestados refiere utilizar “calentadores” o “plásticos” destinados ambos a aumentar y mantener la temperatura corporal, abarcando principalmente miembros inferiores; el 25% indica usar también camisetas, jerseys o “lanas” (que abarcan tronco y extremidades superiores).

Realiza calentamiento antes de la clase el 84% de la muestra, indicando la duración 20 sujetos:  $14,85 \pm 8,99$  minutos ( $n = 20$ ; 5-30') ( $CV > 33\%$ ), y siendo en el 50% inferior a 15 minutos. Antes o durante los ensayos y representaciones, dice realizar calentamiento el 71,8%



## RESULTADOS

de los sujetos, de los cuales 14 indicaron la duración, siendo en el 50% de ellos  $\geq 15'$ : 5-30 minutos ( $n=14$ ;  $15,35 \pm 9,29'$ ) ( $CV > 33\%$ ).

El enfriamiento o vuelta a la calma tras clases, ensayos o representaciones sólo lo realizaban 4 sujetos, con una duración que oscilaba entre 1-2 a 30 minutos.

Otro de los factores que afectan al entrenamiento es el lugar donde se realiza éste. El 22,6% de los bailarines refiere trabajar en distintos tipos de suelo, un sujeto no contesta a esta pregunta. El 59,4% considera que trabaja, es decir recibe clases, ensaya y actúa en el caso de los profesionales, sobre suelos duros.

Respecto a la temperatura de la sala, hay 13 sujetos que o bien no contestan, o contestan a varias posibilidades simultáneamente (Anexo 1, pregunta 22), por ejemplo hace frío y hace calor, por lo que estas respuestas se han considerado nulas y no han entrado en la determinación de porcentajes. De los 19 sujetos que contestan de forma única, y teniendo en cuenta que todos trabajan en la misma sala, el 78,9% refiere que hace buena temperatura, el 15,8% siente frío y el 5,3% calor.

### 5.2. DOMINANCIA EN MIEMBROS SUPERIORES E INFERIORES

- Miembros superiores: el 78,1% de los sujetos son diestros y el 21,8% zurdos.
- Miembros inferiores: el 84,3% de los sujetos son diestros y el 15,6% zurdos.

Predomina la lateralidad derecha con significación estadística ( $t$ -Student) para  $p < 0,01$ .

En cuatro sujetos existe lateralidad cruzada (tres son diestros de pie, y zurdos de mano, y uno es zurdo de pie y diestro de mano).

### 5.3. ESTUDIO DE LA COMPOSICIÓN CORPORAL

Para este fin, como ya se indicó, se han empleado dos técnicas de campo: la cineantropometría clásica y la bioimpedancia.

## RESULTADOS

### 5.3.1. Cineantropometría.

TABLA VII

#### Determinaciones cineantropométricas

	Mujeres* n = 27	Varones* n = 5
Talla (cm)	160,91±5,04 (151-172,2)	174,68±5,02 (169-182,5)
Peso (kg)	52,15±4,3 (42,5-57,3)	65,52±5,71 (58-71,4)
Peso graso (kg)	7,82±2,49 (4,8-17,3)	8,22±2,31 (6,5-11,4)
% de peso graso	14,02±2,7 (7,5-19,7)	12,44±2,77 (9,5-16)
Peso muscular (kg)	24,48±3,07 (13,1-2,7)	30,66±2,4 (27,5-33,7)
% de peso muscular	47,28±4,27 (28,6-51,3)	46,9±2,36 (43,7-49,2)
Peso óseo (kg)	10,23±7,95 (7,7-49,9) <sup>+</sup>	12,5±0,96 (11,8-14,1)
% de peso óseo	16,52±1,91 (9,3-19,4)	19,14±1,46(17,5-20,7)
IMC (kg/m <sup>2</sup> )	19,95±10,54 (16,2-24,3)	21,44±1,11 (20,3-22,8)
pliegue tríceps (mm)	19,8±4,81 (13-31)	13,04±7,17 (5,1-21) <sup>+</sup>
pliegue bíceps contraído (mm)	7,67±2,7 (3,4-14) <sup>+</sup>	5,32±2,92 (3-9) <sup>+</sup>
pliegue subescapular (mm)	12,6±4,52 (7,3-22) <sup>+</sup>	11,14±2,71 (9-15)
pliegue abdominal (mm)	12±4,32 (4,3-21,1) <sup>+</sup>	11,12±5,57 (5,4-20,3) <sup>+</sup>
pliegue suprailíaco (mm)	9,53±3,19 (4-16,2) <sup>+</sup>	8,22±3,78 (5-13,4) <sup>+</sup>
pliegue muslo (mm)	22,34±6,85 (8,3-33)	12,96±6,07 (6,3-19,2) <sup>+</sup>
pliegue pierna en carga (mm)	16,56±5,52 (9-35,3) <sup>+</sup>	12,36±8,59 (3-23,4) <sup>+</sup>
diámetro biestiloideo (mm)	4,79±0,23 (4,4-5,4)	5,56±0,29 (5,2-6)
diámetro biepicóndileo (mm)	6,08±0,45 (5,2-7)	6,72±0,29 (6,4-7)
diámetro bicóndileo (mm)	8,92±0,36 (7,9-9,4)	10,92±1,81 (9,4-14)
perímetro brazo contraído (mm)	24,52±1,51 (21-27,7)	29,04±1,28 (27,4-30,59)
perímetro muslo derecho (cm)	53,75±3,15 (45,5-61,5)	53,8±3,7 (50-59)
perímetro muslo izquierdo (cm)	53,69±3,15 (45,5-61,5)	53,4±4,08 (49-59)
perímetro pierna derecha (cm)	35,43±1,77 (30-39,5)	37,4±2,55 (34,5-41)
perímetro pierna izquierda (cm)	35,54±1,72 (30,5-39)	37±2,34 (35-41)

\*(Valores expresados como media ± desviación típica, mínimo-máximo)

<sup>+</sup> Coeficiente de variación > 33%

Las diferencias derecha-izquierda en el perímetro de ambos muslos y ambas piernas no son significativas ( $p>0,05$ ): 0,1±0,5 cm en muslo, siendo mayor el perímetro de muslo derecho, y de 0,02±0,5 cm en piernas, siendo mayor el perímetro de pierna izquierda. No existe tampoco diferencia estadísticamente significativa ( $p>0,05$ ) en el perímetro de muslo y pierna entre miembro inferior dominante y no dominante, siendo la diferencia media de 2,2<sup>-16</sup> cm entre ambos muslos, y 0,06 cm entre ambas piernas.

El somatotipo predominante en los varones (Figura 68, p. 170) es el ecto-mesomorfo que aparece en el 60% (3 varones), teniendo como media el mesomorfo balanceado (3,26-4,98-3,16). En las mujeres (Figura 69, p. 170) los somatotipos más frecuentes son el meso-endomorfo que aparece en el 29,6% (8 mujeres), seguido del central que aparece en un 18,5%

## SOMATOTIPO EN LOS VARONES

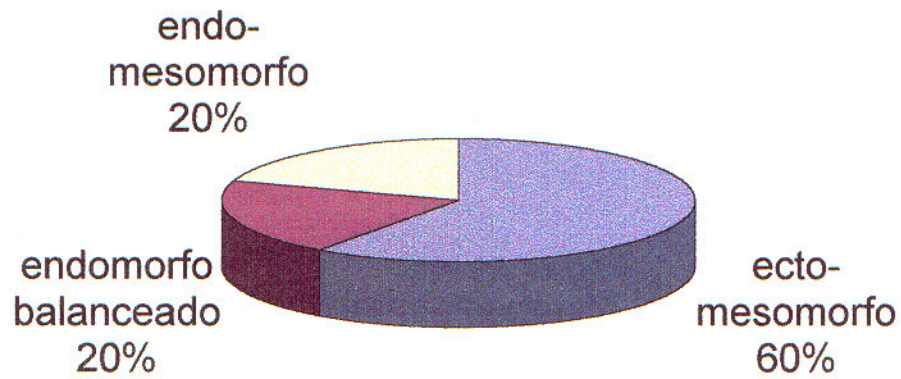


Figura 68

## SOMATOTIPO EN LAS MUJERES

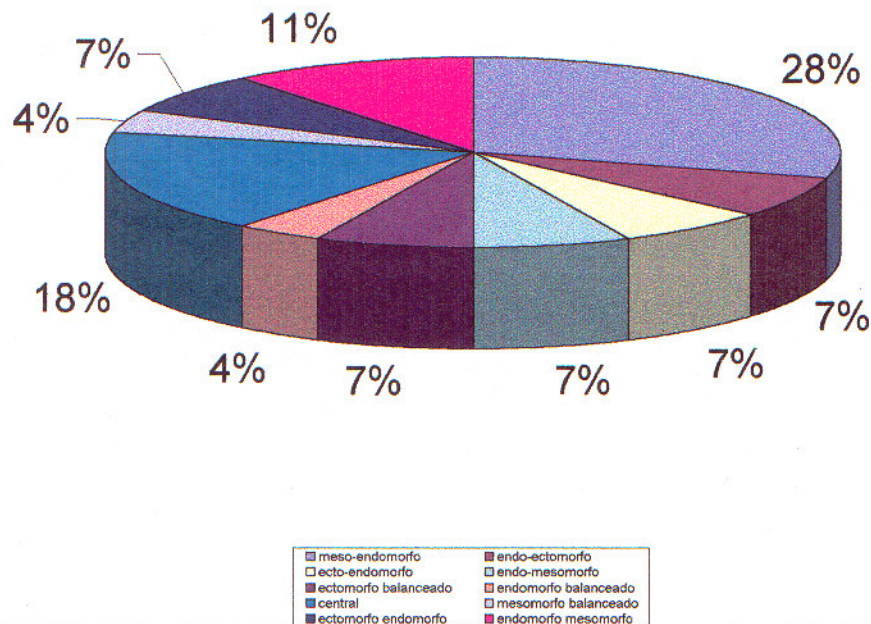


Figura 69

## RESULTADOS

### SOMATOCARTA DE LOS BAILARINES Y BAILARINAS DEL GRUPO ESTUDIADO

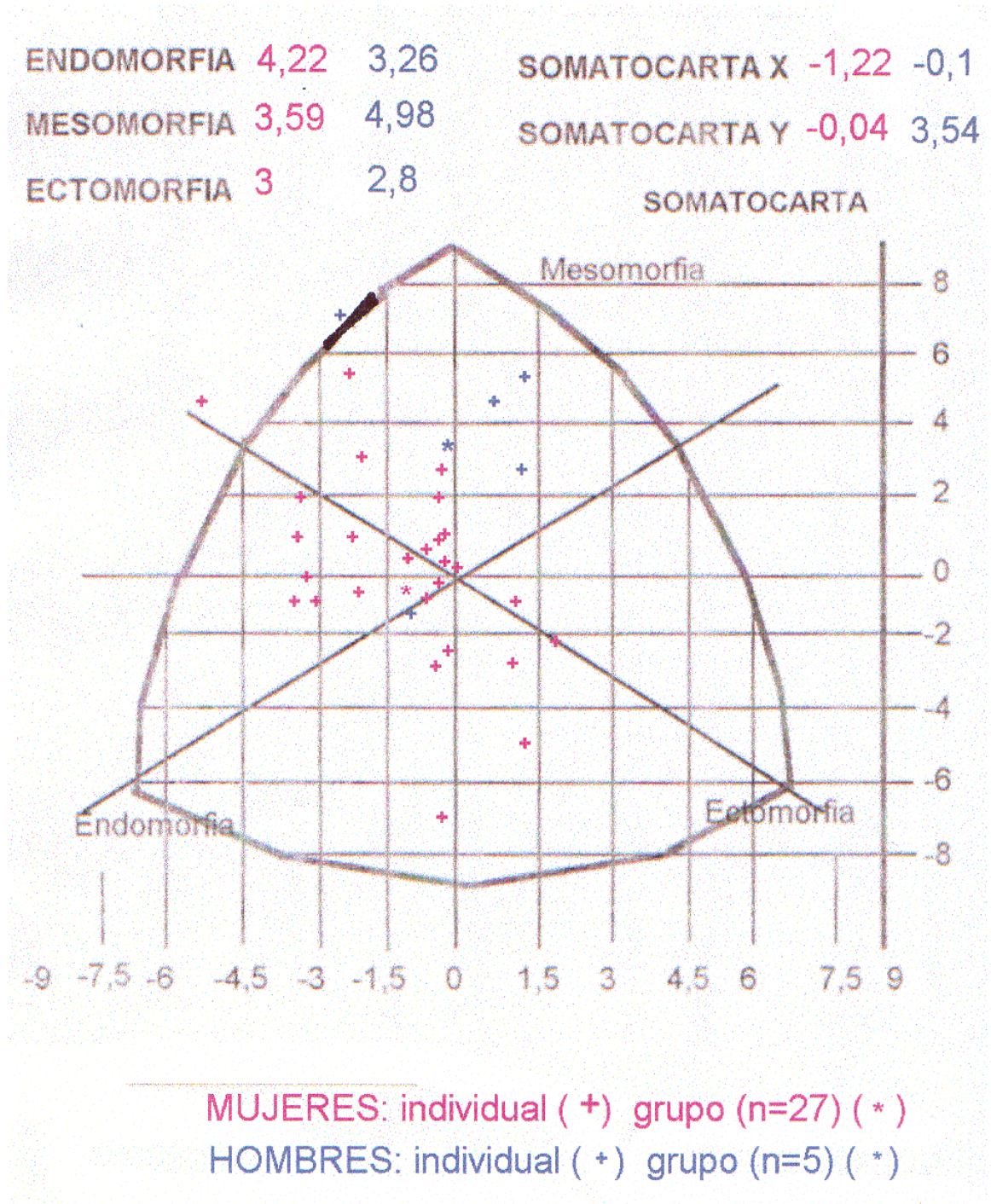


Figura 70

## RESULTADOS

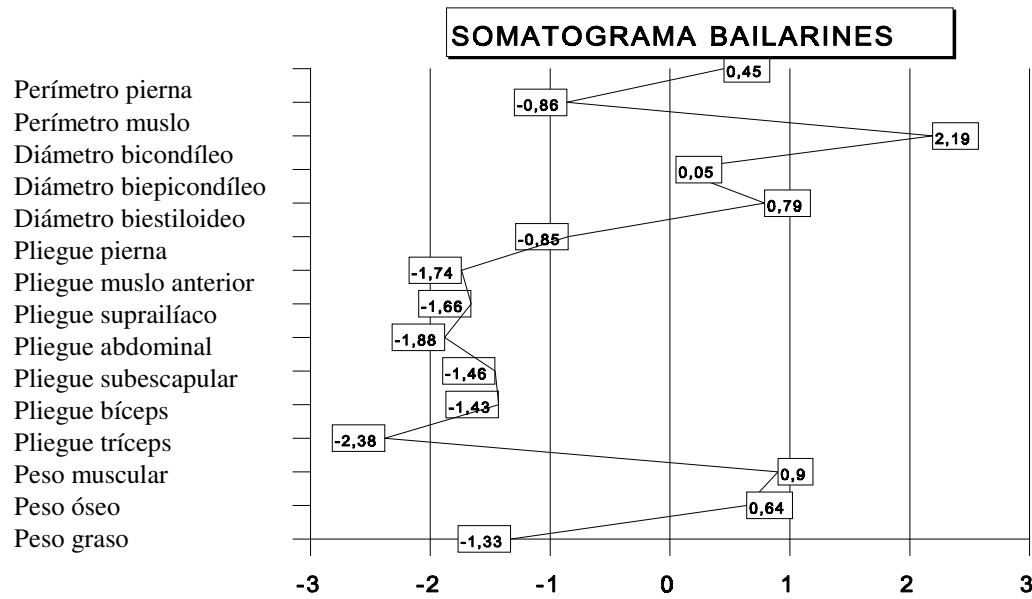


Figura 71

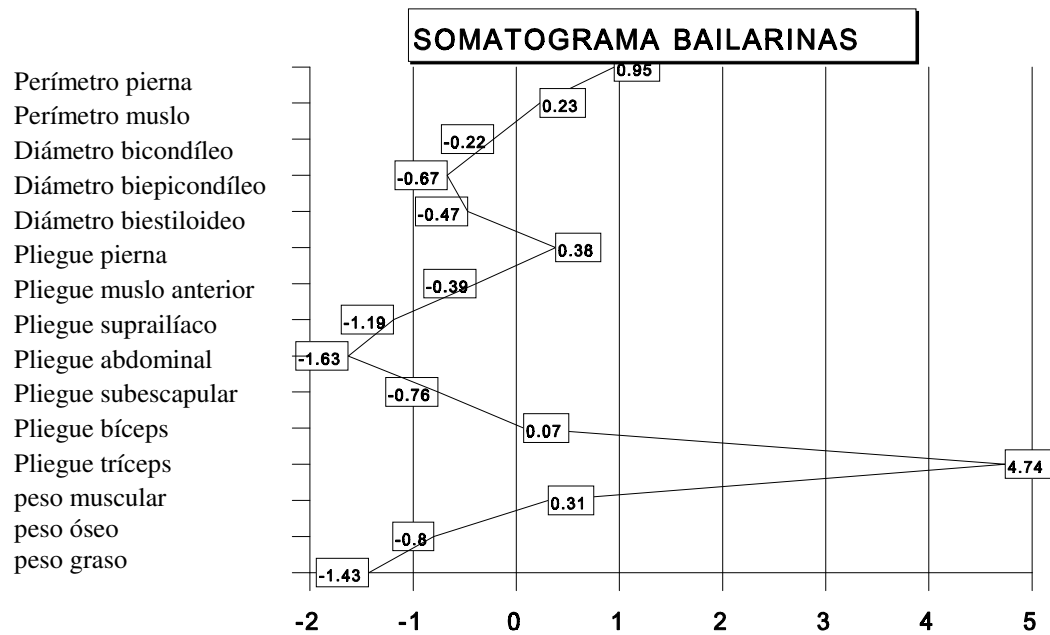


Figura 72

## SOMATOGRAMA DE LOS BAILARINES Y LAS BAILARINAS DEL GRUPO ESTUDIADO

## RESULTADOS

(5 mujeres), y del endomorfo mesomorfo hallado en un 11,1% (3 mujeres); como somatotipo medio las bailarinas tienen el meso-endomorfo (4,22-3,59-3). En el 40,7% de las mujeres (11 bailarinas) predomina el tejido adiposo en su composición corporal.

En la somatocarta (Figura 70, p. 171) puede observarse que la tendencia es hacia la mesomorfia en los varones y la endomorfia en las mujeres. Sólo en el 12,5% de los sujetos (4 mujeres) predomina la ectomorfia, presentando dos de ellas ectomorfia balanceada.

El patrón de proporcionalidad (Phantom de Ross y Wilson, modificado por Ross y Ward) queda recogido en Figuras 71-72 (p. 172). Los valores medios, obtenidos para hombres y mujeres, se sitúan en el somatograma en función de la media de cada parámetro en el Phantom y del número de desviaciones estandar respecto a dicha media: un valor igual a 0 refleja que el grupo tiene la misma proporción que el Phantom para la variable estudiada, si es mayor que 0 significa que esa variable es proporcionalmente mayor en el grupo, indicándose la desviación estandar donde se encuentra, y si es menor que 0, indica que en el grupo la variable es proporcionalmente menor al valor medio del Phantom, señalándose igualmente la desviación estandar donde se encuentra.

### 5.3.2. Bioimpedancia

La bioimpedancia va a proporcionar el valor absoluto y relativo de la masa magra y la masa grasa, así como del agua corporal, el metabolismo basal, y la propia impedancia de cada sujeto, datos que aparecen recogidos en la siguiente tabla:

**TABLA VIII**  
**Determinaciones mediante resistencia a la conductividad eléctrica corporal**

	<b>Mujeres*</b> <b>n = 27</b>	<b>Varones*</b> <b>n = 5</b>
<b>Peso graso (kg)</b>	7,81±4,07 (0-18) <sup>+</sup>	3,8±2,16 (2-7) <sup>+</sup>
<b>% peso graso</b>	14,85±7,43 (0,8-34,6) <sup>+</sup>	5,88±3,09 (3,1-9,9) <sup>+</sup>
<b>Peso magro (kg)</b>	44±4,7 (34-52)	60,8±5,26 (55-66)
<b>% peso magro</b>	85,15±7,46 (65,4-99,5)	94,12±3,09 (90,1-96,9)
<b>Agua corporal (l)</b>	31,81±3,9 (24-39)	46,4±4,5 (42-51)
<b>% agua corporal</b>	61,51±6,58 (46,2-75,6)	71,78±3,42 (67,6-75)
<b>metabolismo basal (kcal/d)</b>	1441,62±112,44 (1208-1650)	1868,6±132,65 (1739-2004)
<b>Impedancia (Ω)</b>	543,26±85,81 (417-851)	429±35,16 (382-465)

\*(Valores expresados como media ± desviación típica, mínimo-máximo)

<sup>+</sup> Coeficiente de variación > 33%

## RESULTADOS

Mediante *t*-Student pareado no se encuentran diferencias significativas en el porcentaje de peso graso obtenido por cineantropometría y bioimpedancia ( $p>0,05$ ).

La comparación de las estimaciones del porcentaje de peso graso realizadas mediante cineantropometría y bioimpedancia, según el sistema propuesto por Bland y Altman (1986) muestra como límites de aceptación  $[-14,83 +15,33]$ , obtenidos a partir de la media de las diferencias en el porcentaje de grasa determinado mediante bioimpedancia y cineantropometría, y su desviación típica:  $0,25 \pm 7,54$  ( $-14,2 +18,3$ ), lo que significa que el porcentaje de peso graso, obtenido mediante la impedancia puede ser un 15% menor al hallado mediante cineantropometría, o un 15% superior ( $p<0,05$ ). Dos sujetos se encuentran por fuera de los límites de aceptación marcados (Figura 73, p. 175). Entre ambos sistemas se da una discrepancia media del 30% en la determinación de la grasa corporal, que individualmente se sitúa dentro del 32%.

Empleando la correlación de Pearson, puesto que se espera que la relación entre las determinaciones del porcentaje de grasa sea lineal, se obtiene un coeficiente de correlación  $r=0,16$  ( $p=0,38$ ) y un coeficiente de determinación  $r^2=0,025$ , lo que indica, correlación nula (Figura 74, p. 175).

### 5.4. HÁBITOS NUTRICIONALES.

Todos los varones presentan un peso dentro de lo esperado en relación a su edad, talla y sexo. En cuanto a las mujeres el 67% (18 bailarinas) presentan un peso dentro de los valores esperados en relación a su edad, talla y sexo, y el 33% restante (9 bailarinas) se encuentra por debajo de esos valores óptimos. En estas 9 mujeres el peso es el  $91 \pm 4,4\%$  del esperado, oscilando entre 84-98%.

El IMC de todos los varones estudiados está dentro de los límites considerados normales ( $20-25 \text{ kg/m}^2$ ). El 40% de las mujeres se encuentran por debajo de  $20 \text{ kg/m}^2$ , el 60% restante se encuentra en valores normales. Ningún sujeto en el grupo estudiado, hombre o mujer, presenta un IMC  $>25 \text{ kg/m}^2$  (Tabla VII, p. 169).

De los 7 pliegues cutáneos valorados, en los varones todos se encuentran por debajo de la media poblacional (Figura 71, p.172), y en las mujeres 6 (Figura 72, p. 172), presentando éstas un grosor del pliegue tricipital muy superior a la media. De todos los pliegues valorados,



**CINEANTROPOMETRÍA CLÁSICA VERSUS BIOIMPEDANCIA EN LA DETERMINACIÓN DEL PORCENTAJE DE PESO GRASO EN RELACIÓN A LOS VALORES HALLADOS EN CADA SUJETO**

**DIFERENCIA DE %GRASO FRENTE A LA MEDIA (CA VERSUS I)**

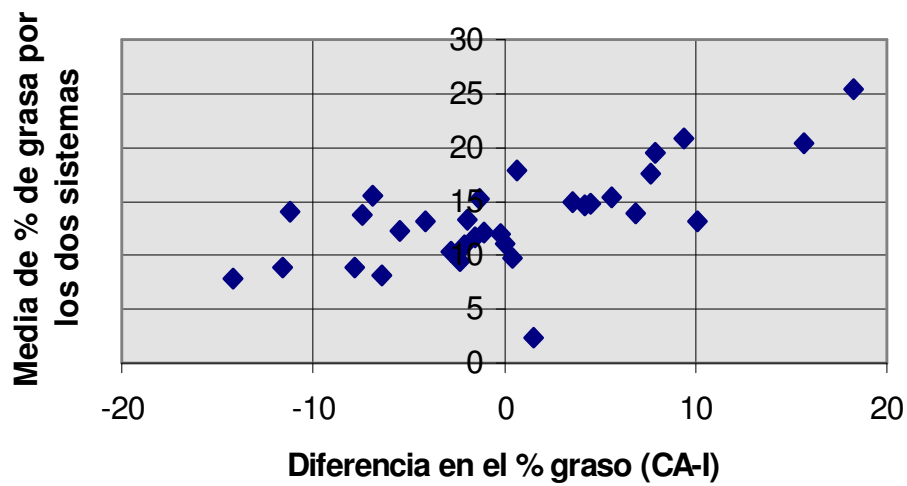


Figura 73

Relación entre el porcentaje de peso graso determinado por ambos sistemas según el método propuesto por Bland y Altman (1986)

**CORRELACIÓN ENTRE CA-I EN LA DETERMINACIÓN DEL %DE GRASA CORPORAL**

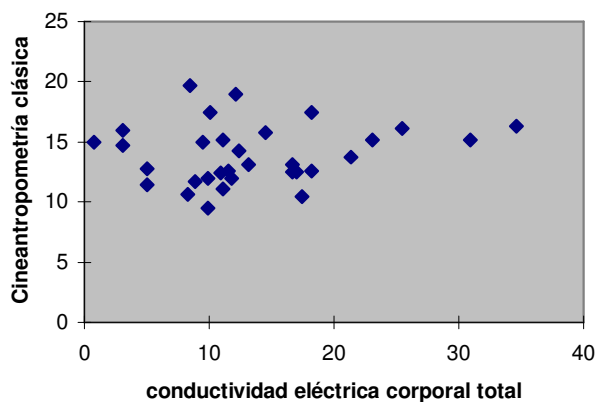


Figura 74

correlación entre ambos métodos en la determinación del % de grasa corporal ( $r^2=0,025$ )



## RESULTADOS

sólo el tricúspide se encuentra por debajo de las dos desviaciones estándar en los bailarines varones.

El 62,5% del grupo (23 alumnos, los cinco varones y 18 mujeres) refiere no tener problemas para mantener el peso (Tabla IX). Nueve mujeres (el 33,3% de las mujeres) refiere tener problemas para mantener el peso, 7 están siguiendo o han seguido con anterioridad algún régimen (en un caso acompañado de tratamiento farmacológico). En total son 10 las mujeres (37% de las mujeres) las que siguen algún tipo de régimen para mantener o disminuir su peso, tres de las cuales indican, no obstante, no tener problemas para mantener su peso.

**TABLA IX**  
**Problemas para mantener el peso y adhesión a un régimen de adelgazamiento**

	<b>Grupo (n=32)</b> <b>% de sujetos</b> <b>afectados (n° de</b> <b>sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27)</b> <b>% de sujetos</b> <b>afectados (n° de</b> <b>sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5)</b> <b>% de sujetos</b> <b>afectados (n° de</b> <b>sujetos)</b>
<b>Refiere problemas para mantener el peso</b>	28,1 (9)	33,3 (9)	0 (0)
<b>No problemas para mantener el peso</b>	71,8 (23)	66,7 (18)	100 (5)
<b>Ha seguido régimen de adelgazamiento</b>	31,3(10)	37 (10)	0 (0)
<b>No ha seguido régimen de adelgazamiento</b>	68,7 (22)	63 (17)	100 (5)
<b>Problemas para mantener el peso y/o ha seguido régimen</b>	37,5 (12)	44,4 (12)	0 (0)
<b>No problemas para mantener el peso ni ha seguido régimen</b>	62,5 (20)	55,6 (15)	100 (5)

El 44,4% de las alumnas (12 sujetos) refiere problemas para mantener su peso y/o sigue un régimen con asiduidad (un 11,1% hace régimen, un 7,4% considera problemático su peso, y un 25,9% comparte ambos factores). Estos problemas no parecen afectar a los varones. Estas 12 estudiantes tienen un peso dentro de lo esperado y un IMC  $> 20 \text{ kg/m}^2$ :  $21,5 \pm 1,3$  (20-24,3)  $\text{kg/m}^2$ . Las 15 mujeres que dicen no sufrir exceso de peso tienen un IMC medio de  $19 \pm 1,3$  (17-21,4)  $\text{kg/m}^2$ , y el 73,3% de ellas (11 bailarinas) se encuentra por debajo de su

## RESULTADOS

peso esperado. En la Tabla X aparece la distribución de las estudiantes de danza española, en función de su IMC y el grado de satisfacción respecto a su peso.

**TABLA X**  
**Relación entre IMC y satisfacción con el peso corporal**

Nivel de peso*	IMC (kg/m <sup>2</sup> )*	nº de bailarinas (n =27)	porcentaje de bailarinas (n =27)	nº de bailarinas satisfechas con su peso (n= 27)	nº de bailarinas insatisfechas con su peso (n = 27)
<b>Bajo-peso severo</b>	<18	3	11,1 %	3	0
<b>Bajo-peso</b>	18-20	8	29,6 %	8	0
<b>Peso normal</b>	20-25	16	59,3 %	4	12
<b>Sobrepeso</b>	25-30	0	0 %	0	0
<b>Obesidad moderada</b>	30-40	0	0 %	0	0
<b>Obesidad mórbida</b>	>40	0	0 %	0	0

\*Relación IMC-Nivel de peso según Miguel-Tobal y cols. (1998)

Están insatisfechas con su peso el 69% de las que tienen un IMC normal, y satisfechas todas las que tienen un IMC por debajo de lo normal. Mediante el criterio del  $\chi^2$  se encuentra una asociación estadísticamente significativa ( $p<0,01$ ) entre el nivel de peso (clasificado en función del IMC) y grado de aceptación del mismo (valorado como problemas subjetivos para mantener el peso deseado), de forma que cuando el IMC se sitúa por debajo de valores considerados normales, las estudiantes no realizan regímenes de adelgazamiento ni consideran problemático su peso, asociándose estas conductas con valores normales de IMC. Es igualmente significativa ( $p<0.01$ ) la relación entre IMC y la presencia de problemas respecto al propio peso o la adhesión a un régimen cuando se analizan ambos factores por separado.

En el grupo de las que refieren no sufrir exceso de peso, una estudiante comenta tener problemas para aumentar su peso y volumen corporal (somatotipo endo-ectomorfo, IMC = 17).

El porcentaje medio de agua corporal en el grupo es un  $63,1\pm 7,2\%$ , siendo aproximadamente un 10% superior en los varones (Tabla VIII, p. 173). El 16% de los sujetos explorados, según los datos aportados por el analizador Maltron, acude en estado de deshidratación (1 varón y 4 mujeres), con un valor medio del  $92 \pm 5,3$  (84-97) % de la hidratación esperada en función de su edad y sexo.

## RESULTADOS

El consumo de suplementos nutricionales (complejos minerales, vitamínicos y reconstituyentes dietéticos) en los últimos 12 meses afecta a 8 sujetos (25% del grupo), un varón (20% de los varones) y 7 mujeres (25,9% de las mujeres).

El 71,9% de los sujetos, 19 mujeres (70,4% de las mujeres) y 4 varones (80% de los varones) refiere comer todo tipo de alimentos; los 9 sujetos restantes (28,1%), un varón (20% de los varones) y 8 mujeres (29,6% de las mujeres) refiere no consumir determinados alimentos o determinado tipo de preparación de los mismos (p.e. guisos). De las 8 mujeres que rechaza cierto tipo de alimentos 6 (el 75% de este subgrupo) presentan preocupación por su peso y/o han seguido algún régimen de adelgazamiento. Las razones aducidas para rechazar cierto tipo de alimentos (o ciertas preparaciones) en los nueve sujetos que las indican son: “no me gusta” (4 sujetos), “engorda” (3 sujetos), “me lo ha prohibido el endocrinólogo” (1 sujeto), “no tengo tiempo para cocinar” (1 sujeto).

Los alimentos rechazados con mayor frecuencia son los considerados “que engordan”, chocolate, bollería y dulces, galletas, pan de harina refinada, carnes grasas, frutos secos, plátanos, alcohol; seguido de legumbres y verduras, y con menor frecuencia carne, pescado y fruta, porque “no me gustan”.

### 5.5. CONSUMO DE FÁRMACOS Y OTRAS SUSTANCIAS.

#### 5.5.1. Fármacos.

Cuatro sujetos (12,5% de la muestra) dice consumir fármacos habitualmente. Se trata de un varón (20% de los varones) que utiliza antiinflamatorios de forma no pauta, y 3 mujeres (11,1% de las mujeres), una de ellas consume fármacos con fines adelgazantes, otra ansiolíticos homeopáticos y otra un corticoide tópico; en el caso de las mujeres bajo prescripción terapéutica.

Según estos datos sólo el 3,1% se automedica, y en este caso con antiinflamatorios.

#### 5.5.2. Tabaco.

Lo consumen 15 sujetos (46,8% del grupo estudiado): 3 varones (60%) y 12 mujeres (44,4%). El consumo medio, según lo indicado por 12 de los 15 sujetos fumadores, es de  $4,37 \pm 2,45$  (1-7) paquetes/semana: en los dos varones que especifican la cantidad, ésta es de  $7,5 \pm 0,7$  (7-8) y en las diez mujeres que la especifican es de  $3,95 \pm 2,47$  (1-7) paquetes/semana.

### 5.5.3. Alcohol.

Refieren consumir alcohol 10 de los 32 sujetos encuestados (31,2%): 4 varones (80% de los varones) y 6 mujeres (22,2% de las mujeres). Los tipos de bebidas escogidas son:

- Cerveza: 3 mujeres que consumen  $2\pm 1$  (1-3) a la semana, y un varón que consume 14 semanalmente.
- Combinados: 2 varones que consumen  $6,5\pm 0,7$  (6-7/semana).
- Licores: 4 mujeres que consumen 1 semanalmente. Ningún varón dice consumir licores.

Sólo una mujer consume dos tipos de bebidas alcohólicas semanalmente, consistiendo en una cerveza y un licor.

El consumo de alcohol en el grupo es preferentemente de fin de semana.

## 5.6. APARATO LOCOMOTOR

En este apartado se recogen la prevalencia de sintomatología en el aparato locomotor, signos clínicos de la presencia de patología, características estructurales de pie, rodilla y columna, disimetría de extremidades inferiores, grados de movilidad articular, y alteraciones cutáneas en zonas de roce o carga.

### 5.6.1. Prevalencia de sintomatología en el aparato locomotor.

5.6.1.1. El total de los bailarines refiere haber sufrido **molestias, dolor o inflamación en los últimos 12 meses**. En la Tabla XI (p. 181) aparece reflejado el número y porcentaje de sujetos afectados según regiones anatómicas. Las diferencias entre sexos en la localización anatómica de la sintomatología queda reflejadas en la figura 75 (p. 180).

**DOLOR, MOLESTIAS E INFLAMACIÓN EN APARATO LOCOMOTOR**

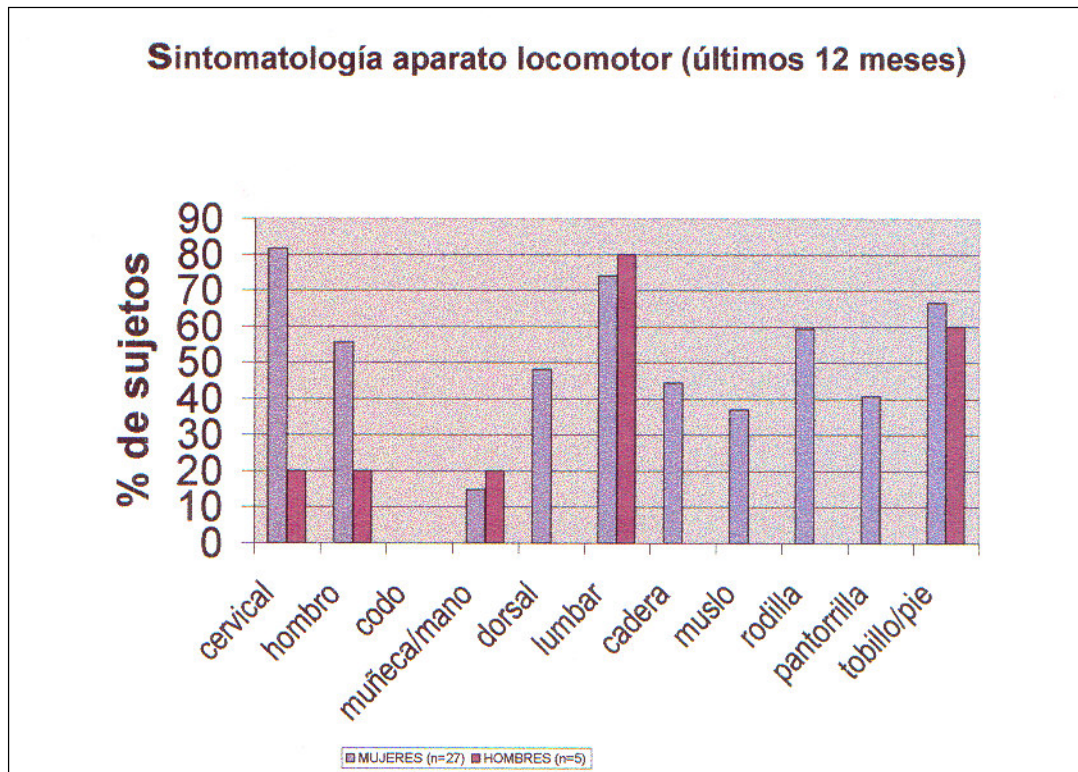


Figura 75

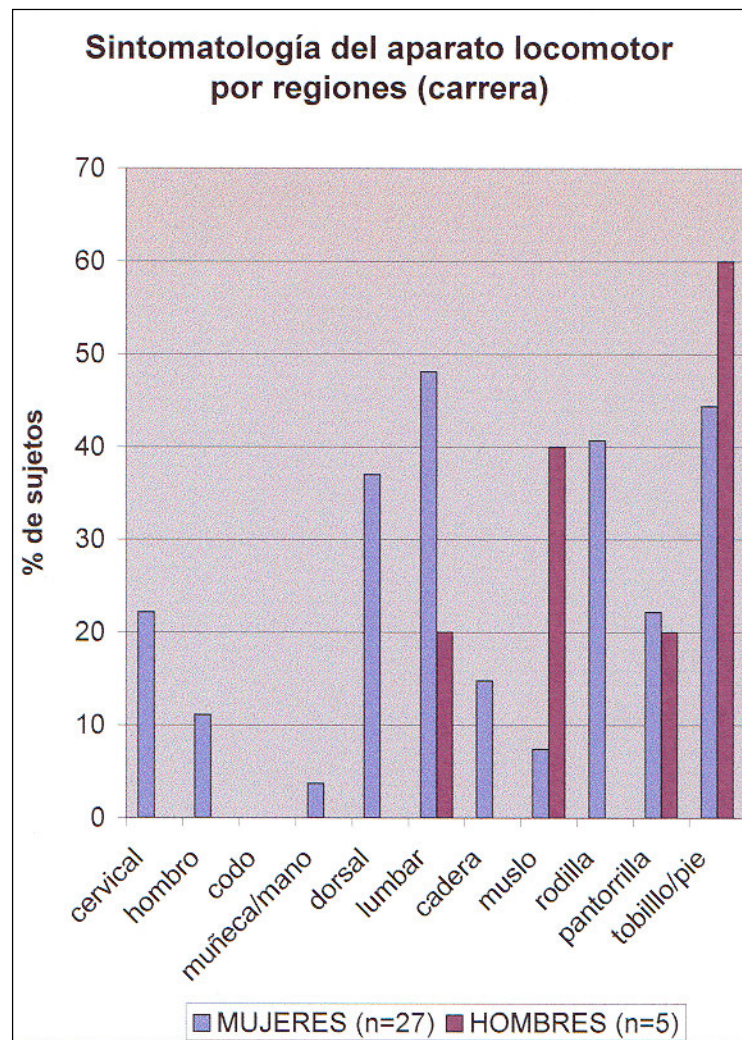


Figura 76

**TABLA XI**  
**Dolor, molestias e inflamación en aparato locomotor en los últimos 12 meses**

<b>Región anatómica</b>	<b>Grupo (n=32) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>
<b>Región cervical</b>	71,8 (23)	81,5 (22)	20 (1)
<b>Hombros</b>	50 (16)	55,5 (15)	20 (1)
<b>Codo</b>	0 (0)	0 (0)	0 (0)
<b>Muñeca/mano</b>	15,6 (5)	14,8 (4)	20 (1)
<b>Región dorsal</b>	40,6 (13)	48,1 (13)	0 (0)
<b>Región lumbar</b>	75 (24)	74 (20)	80 (4)
<b>Cadera</b>	37,5 (12)	44,4 (12)	0 (0)
<b>Muslo</b>	31,3 (10)	37 (10)	0 (0)
<b>Rodilla</b>	50 (16)	59,3 (16)	0 (0)
<b>Pantorrilla</b>	34,4 (11)	40,7 (11)	0 (0)
<b>Tobillo/pie</b>	65,6 (21)	66,6 (18)	60 (3)

El número de regiones anatómicas por sujeto encuestado, que presentó sintomatología en los últimos doce meses, aparece recogido en la siguiente tabla:

**TABLA XII**  
**Número de regiones anatómicas afectadas por sujeto (últimos 12 meses)**

<b>Número de regiones anatómicas por sujeto</b>	<b>Grupo (n=32) % de sujetos (n° de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27) % de sujetos (n° de sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5) % de sujetos (n° de sujetos)</b>
<b>1 región afectada</b>	6,3 (2)	0 (0)	40 (2)
<b>2 regiones afectadas</b>	9,4 (3)	7,4 (2)	20 (1)
<b>3 regiones afectadas</b>	21,9 (7)	18,5 (5)	40 (2)
<b>4 regiones afectadas</b>	15,6 (5)	18,5 (5)	0 (0)
<b>5 regiones afectadas</b>	12,4 (4)	14,8 (4)	0 (0)
<b>6 regiones afectadas</b>	9,4 (3)	11,1 (3)	0 (0)
<b>7 regiones afectadas</b>	12,4 (4)	14,8 (4)	0 (0)
<b>8 regiones afectadas</b>	3,1 (1)	3,7 (1)	0 (0)
<b>9 regiones afectadas</b>	6,3 (2)	7,4 (2)	0 (0)
<b>10 regiones afectadas</b>	3,1 (1)	3,7 (1)	0 (0)
<b>11 regiones afectadas</b>	0 (0)	0 (0)	0 (0)

La media es de  $4,71 \pm 2,37$  regiones afectadas en los últimos 12 meses por sujeto encuestado:  $4,4 \pm 2,79$  en las mujeres y  $2 \pm 1$  en los varones.

5.6.1.2. La **incapacidad para la danza en relación a los síntomas de aparato locomotor sufridos los últimos 12 meses**, aparece detallada en Tabla XIII (p. 182).

## RESULTADOS

Igualmente se indica el número y porcentaje de sujetos afectados en total y en relación a la duración del tiempo de incapacidad:

TABLA XIII  
**Duración de la incapacidad física para la danza en los últimos 12 meses**

<b>Tiempo de incapacidad</b>	<b>Grupo (n=32) % (n° de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27) % (n° de sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5) % (n° de sujetos)</b>
<b>≤7 días</b>	34,4 (11)	33,3 (9)	40 (2)
<b>&gt;1 semana-1 mes</b>	15,6 (5)	14,8 (4)	20 (1)
<b>&gt;1mes</b>	9,4 (3)	11,1 (3)	0 (0)
<b>Total</b>	59,4 (19)	59,2 (16)	60 (3)

Más de la mitad de la muestra (alrededor del 60% tanto en varones como en mujeres) ha sufrido, durante los últimos 12 meses, incapacidad física para practicar la danza en relación a patología musculoesquelética. En la mayoría de los sujetos esta incapacidad es de corta duración (entre 2 y 7 días con una media de  $4,5 \pm 2,36$ ), le sigue en frecuencia la incapacidad que supera la semana sin llegar al mes de duración (15 días en todos los sujetos), siendo la de duración superior al mes la menos frecuente (2-4 meses con una media de  $3 \pm 1$  meses) y afectando sólo a mujeres.

Las tres mujeres con incapacidad física temporal de larga duración presentaban los siguientes antecedentes en la anamnesis:

- Incapacidad de 2 meses: afectación de 5 regiones musculoesqueléticas diferentes en los últimos 12 meses y problemas de repetición (rodilla).
- Incapacidad de 3 meses: afectación de 9 regiones musculoesqueléticas diferentes en los últimos 12 meses y problemas de repetición (espalda).
- Incapacidad de 4 meses: afectación de 3 regiones musculoesqueléticas diferentes en los últimos 12 meses, problemas de repetición (cuello, hombros, rodilla), cirugía artroscópica en rodilla (menisopatía).

En ningún caso la incapacidad fue permanente.

5.6.1.3. En cuanto a la presencia de **sintomatología del aparato locomotor durante los siete días anteriores a la encuesta**, responde afirmativamente el 59,4%, 19 bailarines, de los cuales 3 son varones (60% de los varones) y 16 son mujeres (59,3%).

5.6.1.4. Respecto a la presencia de **dolor, molestias o inflamación en aparato locomotor a lo largo de su carrera**, es una queja que presentaba el 84,4% de los bailarines,

## RESULTADOS

es decir, 27 de los sujetos encuestados: el 85,2% de las mujeres (23 bailarinas) y el 80% de los varones (4 bailarines). Cinco sujetos no refieren haber sufrido ningún tipo de patología durante su carrera de danza (un varón y cuatro mujeres) (Tabla XIV y Figura 76, p. 180).

**TABLA XIV**  
**Dolor, molestias e inflamación localizados en aparato locomotor durante la carrera como estudiantes de danza**

<b>Región anatómica</b>	<b>Grupo (n=32) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>
<b>Región cervical</b>	18,7 (6)	22,2 (6)	0 (0)
<b>Hombros</b>	9,4 (3)	11,1 (3)	0 (0)
<b>Codo</b>	0 (0)	0 (0)	0 (0)
<b>Muñeca/mano</b>	3,1 (1)	3,7 (1)	0 (0)
<b>Región dorsal</b>	31,3 (10)	37 (10)	0 (0)
<b>Región lumbar</b>	43,7 (14)	48,1 (13)	20 (1)
<b>Cadera</b>	12,5 (4)	14,8 (4)	0 (0)
<b>Muslo</b>	12,5 (4)	7,4 (2)	40 (2)
<b>Rodilla</b>	34,4 (11)	40,7 (11)	0 (0)
<b>Pantorrilla</b>	21,9 (7)	22,2 (6)	20 (1)
<b>Tobillo/pie</b>	46,9 (15)	44,4 (12)	60 (3)

En la Tabla XV se indica el número de regiones anatómicas que han sufrido algún tipo de sintomatología, o en las que se ha diagnosticado alguna lesión a lo largo de la carrera de danza en cada sujeto.

**TABLA XV**  
**Número de regiones anatómicas que ha sufrido sintomatología a lo largo de la carrera de danza**

<b>Número de regiones anatómicas por sujeto</b>	<b>Grupo (n=32) % de sujetos (n° de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27) % de sujetos (n° de sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5) % de sujetos (n° de sujetos)</b>
<b>0 regiones afectadas</b>	15,6 (5)	14,8 (4)	20 (1)
<b>1 región afectada</b>	18,7 (6)	18,5 (5)	20 (1)
<b>2 regiones afectadas</b>	21,9 (7)	14,8 (4)	60 (3)
<b>3 regiones afectadas</b>	18,7 (6)	22,2 (6)	0 (0)
<b>4 regiones afectadas</b>	9,4 (3)	11,1 (3)	0 (0)
<b>5 regiones afectadas</b>	15,6 (5)	18,5 (5)	0 (0)

La media de regiones afectadas por sujeto es  $2,34 \pm 1,65$ . Las mujeres refieren afectación entre 0 y 5 regiones musculoesqueléticas distintas, siendo la media  $2,12 \pm 1,82$  y la



## RESULTADOS

moda 3 regiones. En los varones oscila entre 0 y 2, siendo la media  $1,4 \pm 0,89$  y la moda 2 regiones afectadas a largo de su carrera.

5.6.1.5. Respecto al tipo de **lesiones musculoesqueléticas sufridas a lo largo de su carrera de danza, clasificadas según el tejido afecto** y en función de los datos recogidos en la encuesta (pregunta 28 del cuestionario, Anexo 1), en los sujetos con patología (27 bailarines: 23 mujeres y cuatro varones), las lesiones más frecuentes afectan a tejidos blandos principalmente a músculo, tendón y ligamento, las lesiones óseas están representadas en este grupo solamente por periostitis y afectan a una mujer, lo que supone el 4,3% de los sujetos lesionados y el 3,1% del grupo total estudiado (Tabla XVI).

**TABLA XVI**  
**Distribución de las lesiones musculoesqueléticas en el grupo de bailarines lesionados durante su carrera en función de la estructura afectada**

<b>Tipo de lesión</b>	<b>Grupo (n=27) % (nº de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=23) % (nº de sujetos)</b>	<b>Varones (n=4) % (nº de sujetos)</b>
<b>Muscular</b>	81,5 (22)	78,3 (18)	100 (4)
<b>Tendinosa</b>	29,6 (8)	30,4 (7)	25 (1)
<b>Ligamentosa</b>	51,8 (14)	47,8 (11)	75 (3)
<b>Cartílago articular</b>	25,9 (7)	30,4 (7)	0 (0)
<b>Menisco</b>	7,4 (2)	8,7 (2)	0 (0)
<b>Bolsa serosa</b>	7,4 (2)	8,7 (2)	0 (0)
<b>Periostio</b>	3,7 (1)	4,3 (1)	0 (0)

- Las lesiones musculares corresponden a contracturas por sobrecarga y a estiramientos musculares de primer y segundo grado.
- Las lesiones tendinosas comprenden 7 tendinitis y 1 ganglión.
- Las lesiones ligamentosas referidas son, en todos los casos, esguinces. En 12 de los 14 casos se trata de esguinces de tobillo lo que supone que el 44,4% de los individuos lesionados y el 37,5% de los sujetos encuestados haya sufrido al menos un esguince de tobillo en su carrera.
- Las lesiones del cartílago articular se localizan en articulación femoropatelar.
- La única periostitis referida se localizaba en pierna.

Las lesiones articulares (esguince, condropatía y menisco) afectan al 62,9% (17 bailarines) de los sujetos lesionados, lo que supone una afectación del 53,1% de la muestra. Las lesiones extra-articulares (músculo, tendón, bursa y periostio) afectan al 92,6% (25

bailarines) de los sujetos con lesiones a lo largo de su carrera, lo que supone afectación del 78,1% del total de la muestra.

La condropatía, meniscopatía, bursitis, ganglión y periostitis afectan exclusivamente a las mujeres del grupo.

5.6.1.6. Las **lesiones recidivantes** durante la carrera de danza son referidas por 17 sujetos (53,1%): 15 mujeres y dos varones (55,5% de las mujeres y 40% de los varones). El 46,9% de la muestra (15 bailarines) no ha sufrido lesiones de repetición durante su carrera. En cuanto a las regiones del sistema musculoesquelético afectadas por lesiones recidivantes aparecen en Tabla XVII:

TABLA XVII  
**Dolor, molestias e inflamación de repetición en distintas regiones del aparato locomotor durante la carrera como estudiantes de danza**

<b>Región anatómica</b>	<b>Grupo (n=32) % de sujetos afectados (nº de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27) % de sujetos afectados (nº de sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5) % de sujetos afectados (nº de sujetos)</b>
<b>Región cervical</b>	15,6 (5)	18,5 (5)	0 (0)
<b>Hombros</b>	9,4 (3)	11,1 (3)	0 (0)
<b>Codo</b>	0 (0)	0 (0)	0 (0)
<b>Muñeca/mano</b>	0 (0)	0 (0)	0 (0)
<b>Región dorsal</b>	21,9 (7)	25,9 (7)	0 (0)
<b>Región lumbar</b>	28,1 (9)	33,3 (9)	0 (0)
<b>Cadera</b>	3,1 (1)	3,7 (1)	0 (0)
<b>Muslo</b>	3,1 (1)	0 (0)	20 (1)
<b>Rodilla</b>	18,7 (6)	22,2 (6)	0 (0)
<b>Pantorrilla</b>	12,5 (4)	14,8 (4)	0 (0)
<b>Tobillo/pie</b>	6,2 (2)	3,7 (1)	20 (1)

#### 5.6.2. Región tobillo-pie.

5.6.2.1. Refiere haber sufrido en alguna ocasión **dolor tras el entrenamiento diario, localizado en los pies** el 100% de los sujetos: en el 9,4% (3 sujetos, dos varones y una mujer) con carácter excepcional, y en el resto de bailarines (29 sujetos) diaria o semanalmente (Tabla XVIII, p. 186).

## RESULTADOS

TABLA XVIII  
**Dolor en los pies (referido por los bailarines)  
tras el entrenamiento diario**

<b>% de sujetos afectados</b>	<b>grupo (n=32)</b>	<b>Mujeres (n=27)</b>	<b>Hombres (n=5)</b>
<b>Diariamente</b>	59,4	62,8	40
<b>Semanalmente</b>	31,2	3,3	20
<b>Excepcionalmente</b>	9,4	3,7	40
<b>Nunca</b>	0	0	0

No obstante, sólo emplean algún tipo de ortosis o de protección en los pies 3 sujetos (9,4%): almohadilla metatarsal retrocapital un bailarín que había padecido metatarsalgia previamente al estudio, algodón interdigital una bailarina, en ambos casos en el zapato de flamenco; una tercera bailarina usaba en las zapatillas de media punta separadores interdigitales en primer espacio en relación a hallux valgus.

5.6.2.2. **Las lesiones en piel y anejos cutáneos sufridas a lo largo de la carrera de danza** en el grupo estudiado aparecen en Tabla XIX. Nueve sujetos, todos ellos mujeres (28,1% del grupo y el 33,3% de las mujeres estudiadas), han sufrido este tipo de problemas en uno o ambos pies.

TABLA XIX  
**Lesiones en piel y anejos cutáneos del pie sufridas a lo largo de la carrera**

<b>Localización de la lesión</b>	<b>Grupo (n=32) % de sujetos afectados (nº de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27) % de sujetos afectados (nº de sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5) % de sujetos afectados (nº de sujetos)</b>
<b>Piel (plantar y dorsal)</b>	15,6 (5)	18,5 (5)	0 (0)
<b>Placa y lecho ungüal</b>	18,7 (6)	22,2 (6)	0 (0)

Refieren las siguientes lesiones:

- Onicosis: 3 sujetos
- Ampollas: 2 sujetos
- Fisuras piel plantar: 2 sujetos
- Hematoma subungüal: 1 sujeto
- Paroniquia: 1 sujeto
- Hiperqueratosis plantar: 1 sujeto

- Helomas duros: 1 sujeto
- Helomas blandos: 1 sujeto
- Papiloma plantar: 1 sujeto

Cuatro de las mujeres que han sufrido este tipo de alteraciones (el 44,5% de las que han sufrido problemas en piel y anejos del pie), han padecido varias, el resto (55,5%) ha padecido sólo una. Estas 4 bailarinas refirieron haber padecido 9 de las 13 lesiones reseñadas, de modo que el 12,5% del grupo ha padecido el 69,2% de las lesiones podálicas de piel y faneras.

5.6.2.3. La frecuencia de las distintas **fórmulas digitales** en los 64 pies estudiados (n=32) es:

- 62,5 % (40 pies) egipcios.
- 18,8% (12 pies) 1=2>3>4>>5
- 14% (9 pies) griegos.
- 4,7% (3 pies) cuadrados (1=2=3=4>>5).

Sólo en dos sujetos (un varón y una mujer) difiere la fórmula digital entre pie derecho e izquierdo.

Las nueve mujeres con lesiones podálicas de piel y faneras presentan las siguientes fórmulas digitales:

- Pie egipcio: 10 pies
- 1=2>3>4>>5: 2 pies
- Pie griego: 4 pies
- Pie cuadrado: 2 pies

De modo que el 66,6% de los pies cuadrados y el 44,4% de los pies griegos, se encuentran en el grupo de los que han sufrido lesiones en piel y anejos. Los pies egipcios afectados han sido un 25%, y un 11,1 % de los que tienen primer y segundo dedo de igual longitud.

5.6.2.4. La **hiperqueratosis plantar** está presente en el 81,2% de los sujetos: sólo en 4 sujetos no se observa hiperqueratosis, otros dos sujetos la presentan sólo en un pie y los 26 restantes en ambos. Respecto a la distribución (Figura 77, p. 188), la localización más frecuente es bajo 1º dedo, en relación con articulación interfalángica, seguido de articulación metatarsfalángica, y en tercer lugar bajo cabezas de los metatarsianos centrales sobre todo en

## RESULTADOS

pie derecho (doble afectación que el izquierdo). Es menos frecuente bajo cabeza de 5° MTT en ambos pies, y no existe hiperqueratosis plantar en talón.

5.6.2.5. La **hiperqueratosis en dorso de dedos**, en el momento del estudio afecta a 13 sujetos (40,6%) en pie derecho, y a 14 (43,7%) en pie izquierdo, localizándose en todos los dedos en porcentaje variable (Tabla XX):

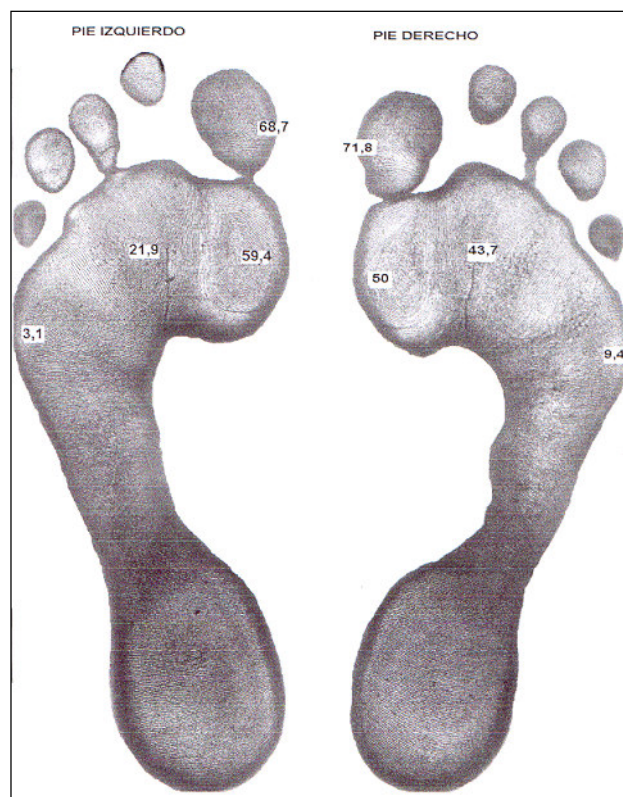
TABLA XX  
**Localización de helomas en dorso de dedos pie derecho e izquierdo**

Dedo afectado	% de pies D (número de pies) (n=13)	% de pies I (número de pies) (n=14)
1°	53,8 (7)	50 (7)
2°	69,2 (9)	57,1 (8)
3°	61,5 (8)	42,9 (6)
4°	46,1 (6)	78,6 (11)
5°	30,8 (4)	35,7 (5)

En pie derecho los helomas dorsales aparecen sobre todo en 2°, 3° y 1° dedo. En pie izquierdo afectan principalmente a 4°, 2° y 1° dedos. Si consideramos ambos pies en conjunto, 2° y 4° dedos serían los más afectados, seguidos de 1° y 3° dedos. En ambos pies el 5° dedo es en el que con menor frecuencia aparecen helomas dorsales.

Se ven afectados el 20% de los varones, y el 44,4%-48,1% de las mujeres, siendo la afectación bilateral en todos los sujetos, salvo una mujer.

Figura 77  
Sobre las huellas plantares  
aparecen los  
porcentajes de  
sujetos que  
presentan  
hiperqueratosis  
plantar en cada  
localización.



5.6.2.6. Diez bailarines presentan **dedos en martillo** en ambos pies, lo que supone el 31,2% de la muestra, 20% de los varones y 33,3% de las mujeres. La deformidad en martillo afecta a todos los dedos aunque en porcentaje variable (Tabla XXI):

TABLA XXI  
**Localización de la deformidad en martillo en los dedos pie derecho e izquierdo**

Dedo afectado	% de pies D (n=10)	% de pies I (n=10)
1º	10	10
2º	90	90
3º	80	80
4º	70	80
5º	50	60

La deformidad en martillo aparece sobre todo en 2º dedo, seguido de 3º, 4º y 5º. Sólo un sujeto presenta el primer dedo en martillo.

En cuanto a la presencia de hiperqueratosis dorsal concomitante, dos sujetos presentan dedos en martillo en pie derecho e izquierdo sin acompañarse de helomas; en cinco bailarines, sin embargo, en pie derecho hay helomas dorsales sin que coexista deformidad en martillo, y en seis ocurre lo mismo respecto al pie izquierdo.

5.6.2.7. En el momento de la exploración, en un sujeto (3,1% de la muestra) que no presenta ni helomas dorsales, ni dedos en martillo, se observa en el dorso de los dedos de ambos pies **lesiones ampollas** en resolución.

En definitiva, 16 sujetos presentan alguna de las tres alteraciones precitadas en dedos de pie derecho y 17 en el izquierdo, lo que supone que aproximadamente la mitad del grupo (50-53%) estudiado presenta helomas dorsales en los dedos de los pies, dedos en martillo, ambas alteraciones simultáneamente, o lesiones ampollas también en dorso de dedos.

5.6.2.8. Respecto a **otras alteraciones**, no se observa en ningún sujeto bursitis, higroma, onicolisis, hemotoma subungueal, ni signos de micosis. Una bailarina presentaba sindactilia en 3º-4º dedos de ambos pies.

5.6.2.9. En la **articulación metatarsofalángica del primer dedo** se valora la ángulación del primer radio entre primer metatarsiano y primer dedo, según fotopodograma, presentando este método un CV test-retest=7,4%.

## RESULTADOS

La angulación del primer radio oscila entre  $-4^\circ$  y  $+19^\circ$  (Tabla XXII). En el pie izquierdo tanto antes como después de entrenar, la angulación media de la primera metatarsfalángica, y la angulación de los casos con hallux valgus es mayor que en pie derecho; sin embargo, tanto antes como después de haber entrenado, no existen diferencias estadísticamente significativas ( $p>0,05$ ) mediante t-Student, en la angulación del hallux entre pie derecho e izquierdo.

**TABLA XXII**  
**Grados de angulación del primer radio**

Grados de angulación	Pie derecho antes ( $^\circ$ )	Pie derecho después ( $^\circ$ )	Pie izquierdo antes ( $^\circ$ )	Pie izquierdo después ( $^\circ$ )
<b>Angulación del primer dedo en el grupo (n=32)</b>	$+6,08 \pm 4,37$ (-1,+13) <sup>+</sup>	$+6,79 \pm 4,15$ (-3,+13) <sup>+</sup>	$+6,41 \pm 5,67$ (-4,+19) <sup>+</sup>	$+7,66 \pm 5,96^*$ (-2,+19) <sup>+</sup>
<b>Angulación del primer dedo en las mujeres (n=27)</b>	$+6,63 \pm 4,09$ (-1,+13) <sup>+</sup>	$+7,47 \pm 3,61$ (-2,+13) <sup>+</sup>	$+6,94 \pm 5,79$ (-4,+19) <sup>+</sup>	$+8,26 \pm 6,18$ (-2,+19) <sup>+</sup>
<b>Angulación del primer dedo en los hombres (n=5)</b>	$+4 \pm 5,24$ (0,+3) <sup>+</sup>	$+6,81 \pm 5,59$ (-2,+19) <sup>+</sup>	$+4,4 \pm 5,59$ (-2,+11) <sup>+</sup>	$+6,25 \pm 4,3$ (-2,+11) <sup>+</sup>
<b>Angulación del primer dedo en el subgrupo <u>sin</u> hallux valgus</b>	$+3,65 \pm 2,98$ (-1,+8) <sup>+</sup>	$+4,75 \pm 3,45$ (-3,+8) <sup>+</sup>	$+2,93 \pm 3,57$ (-4,+8) <sup>+</sup>	$+2,66 \pm 3,6$ (-2,+8) <sup>+</sup>
<b>Angulación del primer dedo en el subgrupo <u>con</u> hallux valgus</b>	$+11 \pm 1,5$ (+9,+13)	$+10,87 \pm 1,64$ (+9,+13)	$+12,22 \pm 3,11$ (+9,+19)	$+13,02 \pm 2,25$ (+9,+19)

Valores expresados como media  $\pm$  desviación típica (mínimo-máximo), n representa el número de pies.

<sup>+</sup> CV >33%

\*Diferencias significativas ( $p<0,05$ ) entre antes de entrenar y después de entrenar.

\*\* Diferencias significativas ( $p<0,01$ ) entre antes de entrenar y después de entrenar.

La angulación en varo se considera “-”, y la angulación en valgo “+”.

Cuando se valoran las diferencias entre antes y después de haber entrenado, existe una variación media en valor absoluto de  $2,2^\circ \pm 1,95$  (0-8) en el grupo en pie derecho y  $2,52^\circ \pm 1,71$  (0-6) en izquierdo. En el 47,9% de los pies aumenta la angulación, en el 35,4% disminuye, y en el 16,6% se mantiene. En pie derecho lo más frecuente es la disminución del ángulo (41,6% de los pies derechos) y en el izquierdo su aumento (58,3% de los pies izquierdos). La tendencia es al aumento de la angulación, no obstante en pie derecho las diferencias no son significativas ( $p>0,05$ ) en el grupo, ni en las mujeres, ni en los varones. En pie izquierdo, el

## RESULTADOS

incremento en la angulación del hallux es significativa ( $p<0,05$ ), en el grupo y en las mujeres, no así en los varones.

Considerando hallux valgus fotopodográfico cuando la angulación del hallux es  $> 8^\circ$ , en los sujetos con hallux valgus el valor de éste oscila, en condiciones basales y tras el entrenamiento, entre  $9^\circ$  y  $19^\circ$ . El 33,3% de los pies derechos tienen hallux valgus antes y después del ejercicio; el 37,5 % de los pies izquierdos tienen hallux valgus antes del ejercicio, pasando a un 45,8% tras el mismo. En el 20,8% de los sujetos el hallux valgus es bilateral y en el 29,1% unilateral antes del ejercicio; tras entrenar, se invierten los porcentajes, de modo que el 29,1% sufre hallux valgus bilateral y el 20,8% unilateral. Tanto antes como después de entrenar un 50% de los sujetos no presenta hallux valgus, estando el 45,8% de los bailarines estudiados libre de hallux valgus tanto antes como después de su entrenamiento diario.

Los coeficientes de correlación ( $r$ ) que expresan la relación existente entre angulación del primer radio y edad del sujeto, años bailando, edad de inicio en la danza en general, y en ballet y los cuatro tipos que componen la danza española en particular, calculados para ambos pies, en condiciones basales y tras entrenar, son muy bajos. Los mayores valores de  $r$  se obtienen para la relación entre angulación del hallux tras el ejercicio y edad del sujeto, tanto en pie derecho ( $r=-0,47$ ) como izquierdo ( $r=-0,46$ ), indicando una débil asociación, de forma que a mayor edad del sujeto, menor sería la angulación del primer radio tras el entrenamiento.

Se observa hipertrofia de la cabeza del primer metatarsiano en el 29% de ambos pies, asociándose al hallux valgus que aparece en condiciones basales y después de entrenar, en el 43% de los pies derechos y en el 71% de los izquierdos.

En cuanto a la pronación del primer dedo, fenómeno que se produciría a nivel de la articulación metatarsofalángica, se observa en el 21% de los pies derechos y en el 25% de los izquierdos, acompañando al 29% de los pies, derechos e izquierdos, con hallux valgus antes y después de entrenar.

La dorsiflexión pasiva y forzada de la articulación metatarsofalángica, con tobillo-pie en flexión plantar, es mayor en los varones para ambos pies, sin que se pueda establecer una diferencia según sexos con valor estadístico, dado el tamaño desigual de ambos subgrupos. Sí existen diferencias estadísticamente significativas entre derecha e izquierda, siendo en el grupo y en las mujeres mayor la dorsiflexión de metatarsofalángica de pie izquierdo con  $p<0,05$ . El método de valoración empleado muestra un CV test-retest del 8,1%.



TABLA XXIII

**Grados de dorsiflexión de primera metatarsofalángica (tobillo-pie en flexión plantar)**

	<b>Grupo (n=32)</b> <b>Grados (°)</b>	<b>Mujeres (n=27)</b> <b>Grados (°)</b>	<b>Hombres (n=5)</b> <b>Grados (°)</b>
<b>MTTF derecha</b>	97,71±14,94 (72-130)	97±15,16 (72-130)	101,6±14,65 (84-120)
<b>MTTF izquierda</b>	102,34±12,14* (82-134)	102,03±12,14* (82-134)	104±13,41 (90-120)

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

+ CV >33%

\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a p<0,05.

\*\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a p<0,01.

La valoración clínica de la presencia de dolor en interlínea metatarsofalángica del primer dedo señala que en 17 (53,1%) sujetos aparece dolor a la palpación de la primera articulación metatarsofalángica del pie derecho y en 16 sujetos (40,6%) en pie izquierdo. En 12 casos (37,5% de la muestra) el dolor es bilateral (Figura 78, p. 193).

El dolor se localiza preferentemente en interlínea dorsal, región superoexterna (en el 82,5% de las interlíneas derechas dolorosas y en el 81,2% de las interlíneas izquierdas dolorosas); en 4 sujetos resulta doloroso a la palpación el sistema glenosesamideo plantar (23,5% de los sujetos con interlínea dolorosa en pie derecho y 25% en pie izquierdo); un bailarín en pie derecho, y tres en izquierdo, presentan dolor tanto dorsal como plantar.

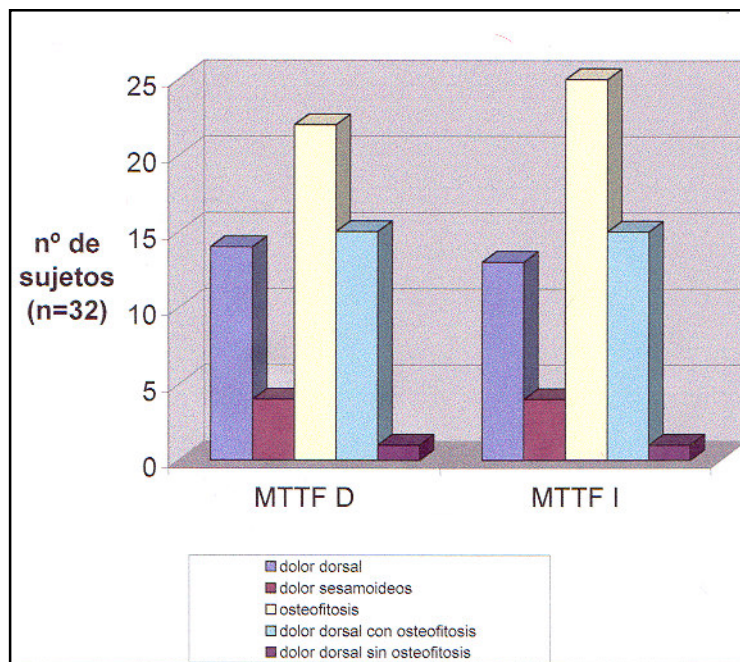
Se palpa crecimiento osteofítico en el dorso de la articulación metatarsofalángica del primer dedo en 22 pies derechos, afectando al 68,8% de los sujetos, y en 25 de los pies izquierdos, afectando al 78,1% de los sujetos. En 15 pies derechos y 15 pies izquierdos, lo que supone el 68% de estas osteofitosis en pie derecho y el 60% en pie izquierdo, las excrescencias óseas se acompañan de dolor a la palpación. Esto significa que para ambos pies, el 94% de las interlíneas dolorosas a la palpación presentan osteofitosis dorsal, mientras que solamente el 6% de las interlíneas dolorosas no presenta osteofitosis (Figura 78, p.193).

Mediante un modelo Probit para variables dependientes dicotómicas se analiza la relación en la aparición del dolor en primera metatarsofalángica de ambos pies (variable dependiente) y diversos factores (variables independientes) como:

- Edad del sujeto.
- Años practicando danza.
- Años practicando cada estilo concreto (flamenco, clásico español, escuela bolera, folclore, ballet, contemporáneo).

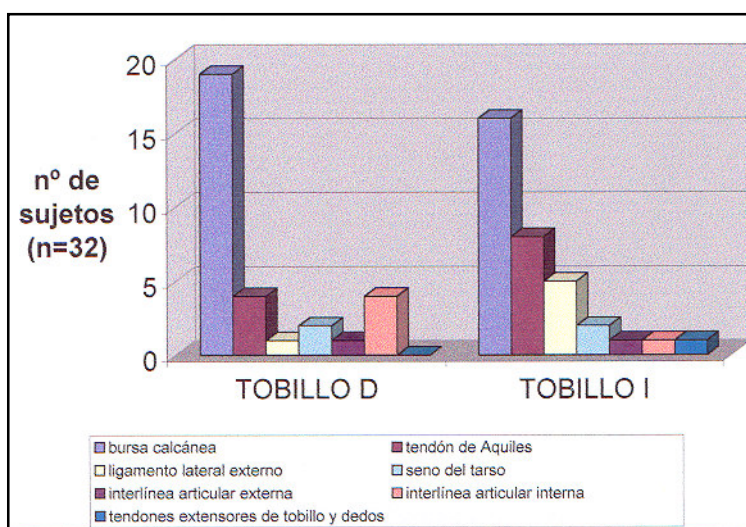
## DOLOR Y OSTEOFITOSIS EN LA ARTICULACIÓN METATARSOFALÁNGICA DEL PRIMER DEDO

Figura 78  
Presencia de dolor y osteofitosis en la articulación metatarsofalángica del primer dedo, según localización y número de sujetos afectados.



## DOLOR EN LA EXPLORACIÓN DE TOBILLO

Figura 79  
Dolor a la palpación en la región del tobillo, según sujetos afectados y localizaciones anatómicas.



## RESULTADOS

- Ángulación de primer radio, según fotopodograma, antes y después del entrenamiento.
- Grados de dorsiflexión pasiva en primera metatarsofalángica.
- Porcentaje de presión en sensor 24 (s24), correspondiente a primer dedo, en estática y en dinámica.
- Porcentaje de presión en s16 y s20, correspondientes a cabeza de primer metatarsiano y primera articulación metatarsofalángica, en estática y dinámica.
- Porcentaje de impulso en s24 en estática y dinámica.
- Porcentaje de impulso en s16 y s20 en estática y dinámica.

De todos estos factores, sólo la edad de los sujetos explicaría la aparición de dolor en la citada articulación en pie izquierdo ( $p < 0,05$ ). En pie derecho, el porcentaje de impulso en estática para el s24, que hace referencia al tiempo de apoyo del primer dedo de pie derecho en el suelo durante la bipedestación relajada, presenta una probabilidad moderada ( $p = 0,07$ ) de predecir la aparición de dolor en dicha articulación; no así en pie izquierdo (Tablas XXIV y XXV). El resto de variables estudiadas no predicen la aparición de dolor ( $p > 0,1$ ).

TABLA XXIV

### Resultados modelo probit para dolor en 1ª metatarsofalángica de pie derecho

Variable	Coefficiente	E. Estandar	Estadístico-T	Significación
<b>Dolor en 1ª MTTF</b>	0.6920694	0.6462241	1.0709434	0.2963
<b>Edad de inicio</b>	-0.1599906	0.0947288	1.6889334	0.1060
<b>% impulso s24 estática</b>	0.6104012	0.3256004	1.8746945	0.0748

TABLA XXV

### Resultados modelo probit para dolor en 1ª metatarsosfalángica de pie izquierdo

Variable	Coefficiente	E. estandar	Estadístico-T	Significación
<b>Dolor en 1ª MTTF</b>	1.4519617	0.7776553	1.8671020	0.0759
<b>Edad de inicio</b>	-0,2312695	0,1056840	-2,1883105	0,0401
<b>% impulso s24 est.</b>	0,1852052	0,2096518	0,8833990	0,3870

5.6.2.10. La **desviación en valgo de articulación interfalángica de primer dedo**, se observa en 23 pies derechos (71,9%) y en 24 izquierdos (75%). Es bilateral en todos los sujetos salvo en una mujer que aparece sólo en pie izquierdo.

Aparece en el 81,5% de las mujeres y en el 20% de los varones.

En el 35% de los pies derechos y en el 25% de los izquierdos, el hallux valgus interfalángico se acompaña de pronación del primer dedo.

5.6.2.11. La **desviación en varo del 5º dedo o quintus varus**, no aparece en ninguno de los sujetos estudiados.

5.6.2.12. En la **articulación tibiotalariana**, el dolor en la movilización pasiva, sólo se desencadena con la inversión en un sujeto que había sufrido un esguince de ligamento lateral externo recientemente. La eversión pasiva no provocó dolor en ningún bailarín explorado. La flexoextensión pasiva es en todos los casos indolora, presentando los sujetos un rango de movimiento normal o superior a lo normal, desde el punto de vista observacional, ya que no se determinó goniométricamente.

Sin embargo a la palpación, el dolor en la interlínea articular, aparece en tobillo derecho en 20 sujetos (62,5%), y en 24 sujetos (75%) en tobillo izquierdo. Las localizaciones son: bolsa calcánea subcutánea, tendón de Aquiles, ligamento lateral externo, ambas interlíneas articulares (interna y externa), seno del tarso, tendones extensores de tobillo y dedos en cara anterior de tibiotalariana. En el resto de estructuras no existe dolor a la palpación (Figura 79, p.193).

La localización más frecuente es:

- Tobillo derecho:
  - 1º Bursa calcánea
  - 2º Interlínea articular interna
  - 3º Tendón de Aquiles
- Tobillo izquierdo:
  - 1º Bursa calcánea
  - 2º Tendón de Aquiles
  - 3º Ligamento lateral externo

En los casos de dolor Aquileo, este se localizaba a unos 5 cm de su inserción calcánea, no apreciándose tumefacción en el seno del tendón. Sólo en 3 de los 12 tendones afectados existía además dolor en el estiramiento pasivo y en maniobras contra resistencia para tríceps sural, lo que permite considerar clínicamente esos tres casos como tendinosis del tendón de Aquiles.

5.6.2.13. La **inclinación del talón respecto al plano horizontal** aparece recogida en Tabla XXVI (p. 196). El método de valoración empleado muestra un CV test-retest del 32,8%. No existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos pies en el grupo ( $p>0,05$ ).

TABLA XXVI

**Desviación del talón en valgo o varo respecto al plano horizontal de apoyo**

	<b>Grupo (n=32)</b> <b>Grados (°)</b>	<b>Mujeres (n=27)</b> <b>Grados (°)</b>	<b>Hombres (n=5)</b> <b>Grados (°)</b>
<b>Talón derecho</b>	+3,68±2,72 (-2,+10) <sup>+</sup>	+3,11±2,4 (-2,+7) <sup>+</sup>	+6,8±2,38 (+4,+10) <sup>+</sup>
<b>Talón izquierdo</b>	+2,62±2,72 (-4,+8) <sup>+</sup>	+2,22±2,69 (-4,+6) <sup>+</sup>	+4,8±1,7 (+4,+8) <sup>+</sup>

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup>CV >33%

Se considera como “+” la desviación en valgo, y como “-” la desviación en varo.

5.6.2.14. La **altura del arco plantar interno** valorada antes y después de entrenar, tanto en bipedestación normal, como en máxima flexión de rodillas sin llegar despegar los talones del suelo (demiplié), aparece en Tablas XXVII-XXXI (p. 196-199). El método de valoración presenta un CV test-retest de 2,4% en bipedestación normal, y de 4,5% en demiplié.

En las Tablas XXVII y XXVIII (p. 197) se recogen los datos referidos a la flexibilidad del arco plantar interno, antes y después de entrenar, valorada ésta, como ya se indicó, en función del porcentaje de variación: relación entre la altura que presenta dicho arco en bipedestación normal, y la altura que presenta en demiplié. También se recoge en estas tablas el número de sujetos en los que cambia la altura del arco entre ambas posiciones y la forma en que se producen esas variaciones.

TABLA XXVII

**Variación de la altura del arco plantar interno entre bipedestación normal y demiplié antes de entrenar**

	<b>Derecho</b>	<b>Izquierdo</b>
<b>Bipedestación (cm)</b>	3,58±0,5	3,58± 0,5
	3,45±0,4	3,3±0,6
<b>Demiplié (cm)</b>		
<b>Cambios en la altura del arco plantar interno tras el entrenamiento</b>	4 pies 0% 20 pies ↓ 8 pies ↑	3 pies 0% 22 pies ↓ 7 pies ↑
<b>Porcentaje de variación (%)</b>	+2,9±12,67 (-40,7, +19,6) <sup>+</sup>	+7,7±12 (-24,2, +34,37) <sup>+</sup>

% de Variación expresado como como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup>CV >33%

Un porcentaje de variación “+” indica descenso del arco plantar interno. Un porcentaje “-” indica ascenso del arco al hacer demiplié.

## RESULTADOS

En el conjunto de los pies (derechos más izquierdos) el porcentaje de variación medio es  $+5,8 \pm 12,3 \%$  ( $-40,7\%$ ,  $+34,37\%$ ), que expresa un descenso del arco entre ambas posiciones.

La diferencia en la altura del arco entre bipedestación normal y demiplié no es significativa para pie derecho ( $p>0,05$ ), pero sí para pie izquierdo ( $p<0,01$ ), siendo mayor la altura del arco en bipedestación normal que en demiplié antes de entrenar.

En el 10,9% de los pies estudiados no se produce descenso del arco plantar interno al realizar demiplié. En el 65,6 % de los pies tiene lugar un descenso del arco interno, más acusado en pie izquierdo. En el 23,4% de los pies se produce un ascenso del arco interno de magnitud equivalente al descenso (en los pies que desciende).

**TABLA XXVIII**  
**Variación de la altura del arco plantar interno entre bipedestación normal y demiplié después de las clases**

	<b>Derecho</b>	<b>Izquierdo</b>
<b>Bipedestación (cm)</b>	3,3 $\pm$ 0,43	3,38 $\pm$ 0,58
<b>Demiplié (cm)</b>	3,25 $\pm$ 0,5	3,3 $\pm$ 0,63
<b>Cambios en la altura del arco plantar interno tras el entrenamiento</b>	3 pies 0% 20 pies ↓ 9 pies ↑	5 pies 0% 19 pies ↓ 8 pies ↑
<b>Porcentaje de variación (%)</b>	+3,8 $\pm$ 10,3 (-22,9,+17) <sup>+</sup>	+0,5 $\pm$ 15,6 (-37,9,+20,69) <sup>+</sup>

% de Variación expresado como media  $\pm$  desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup> CV >33%

Un porcentaje de variación “+” indica descenso del arco plantar interno. Un porcentaje “-” indica ascenso del arco al hacer demiplié.

En el conjunto de los pies (derechos más izquierdos) el porcentaje de variación medio tras el entrenamiento es  $+1,6 \pm 13,3 \%$  ( $-37,9$ ,  $+20,69$ ).

En el 12,5% de los pies no se produce variación en la altura del arco plantar interno al realizar demiplié tras entrenar. En el 60,9% de los pies disminuye la altura del arco. En el 26,5% tiene lugar un ascenso del arco al hacer demiplié.

En las Tablas XXIX (p. 198) y XXX (p. 199) aparecen los datos referentes a la altura del arco plantar interno en bipedestación normal, antes y después de entrenar; en la Tabla XXXI (p. 203) se recoge la altura del arco en demiplié, también antes y después de entrenar.

En las tres Tablas se indica el porcentaje de variación, que expresa el cambio relativo ocurrido, en la altura del arco plantar, entre antes y después de entrenar:

## RESULTADOS

$$\frac{\text{altura del arco antes de entrenar} - \text{altura del arco después de entrenar}}{\text{altura del arco antes de entrenar}} \times 100$$

También se recoge en estas tablas el número de sujetos a los que afecta, y la forma en que se producen esas variaciones.

TABLA XXIX  
Altura del arco plantar en bipedestación normal

	Derecho	Izquierdo
<b>Antes de la clase (cm)</b>	3,58±0,5	3,58± 0,5
<b>Después de la clase (cm)</b>	3,30±0,43	3,38±0,58
<b>Cambios en la altura del arco plantar interno tras el entrenamiento</b>	5 pies 0% 21 pies ↓ 6 pies ↑	4 pies 0% 17 pies ↓ 11 pies ↑
<b>Porcentaje de variación (%)</b>	+6,13±14 (-37, +26,3) <sup>+</sup>	+4,6±11,1 (-16,13, +26,8) <sup>+</sup>

% de Variación expresado como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup>CV >33%

Un porcentaje de variación “+” indica descenso del arco plantar interno. Un porcentaje “-” indica ascenso del arco tras el ejercicio.

Los CV de los porcentajes de variación son muy altos.

No hay diferencias significativas ( $p>0,05$ ) entre ambos pies respecto a la altura del arco plantar interno en bipedestación normal, tanto antes como después de entrenar; tampoco en el porcentaje de variación de la misma con el ejercicio.

En el 59,4% de los pies, el arco plantar interno desciende tras las clases, con un descenso medio sobre su altura basal en el conjunto de los pies (derechos + izquierdos) del 5,9 ± 12,5 % (-37, +27,27). Ese descenso es significacativo para ambos pies ( $p<0,05$ ).

Si se expresa la altura del arco plantar interno en relación a la longitud de la huella plantar (H/L), eliminando así el sesgo que pudiera causar el hecho de que la altura del arco interno se correspondiera con el tamaño del pie (a mayor longitud del pie cabría esperar mayor altura del arco interno), se obtienen no obstante, resultados similares (Tabla XXX, p. 199). En el conjunto de los pies (derecho + izquierdos), se produce igualmente un descenso del arco del +5,8±13% (-38,5, +29,4), que afecta al 58% de los pies, siendo más acusado en pie derecho, que desciende en el 66,6% de los casos con un porcentaje de variación mayor que la media y que el de pie izquierdo.

TABLA XXX  
Relación altura/longitud en bipedestación normal

	Derecho	Izquierdo
<b>Antes de la clase (cm)</b>	0,15±0,01	0,15±0,01
<b>Después de la clase (cm)</b>	0,14±0,01	0,14±0,02
<b>Cambios en la altura del arco plantar interno tras el entrenamiento</b>	0% 8 pies ↓ en 19 pies ↑ en 5 pies	0% 4 pies ↓ en 19 pies ↑ en 9 pies
<b>Porcentaje de variación (%)</b>	+6,1±14 (-38,5, +26,3) <sup>+</sup>	+4,67±12,6 (-14,3 +29,4) <sup>+</sup>

% de Variación expresado como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup> CV >33%

Un porcentaje de variación “+” indica descenso del arco plantar interno. Un porcentaje “-” indica ascenso del arco tras el ejercicio.

Al analizar, mediante regresión múltiple, la relación entre el descenso del arco en ambos pies tras el entrenamiento y diversos factores, como la edad del sujeto, edad de inicio en la danza, marca del zapato de baile, y angulación del hallux antes y después de entrenar, se encuentra que no es significativa ( $p>0,05$ ).

Añadiendo el factor flexibilidad del arco en condiciones basales, el descenso del arco plantar en pie derecho tras el entrenamiento muestra una relación moderada con este factor flexibilidad, con un  $r^2=0,48$ , lo cual indica que a más flexibilidad en condiciones basales, mayor variación en la altura del arco tras entrenar: la flexibilidad del pie derecho del sujeto en estado basal, explicaría un 48% del descenso del arco interno que tiene lugar con el entrenamiento de danza. Al sumar el factor edad, se encuentra que a mayor edad del sujeto, más fuerte se hace la relación entre flexibilidad y descenso del arco, alcanzando  $r^2$  el valor de 0,55 con unos estadísticos t de 1,95 y 2,09.

Realizando el mismo análisis de regresión para pie izquierdo, se encuentra que tampoco es significativa la relación entre descenso del arco interno tras entrenamiento y la edad del sujeto, edad de inicio en la danza, marca del zapato de baile, y angulación del hallux antes y después de entrenar ( $r^2=0,22$ ). En cuanto a la flexibilidad del pie izquierdo en condiciones basales proporciona un  $r^2$  muy bajo (0,17), por lo que en pie izquierdo, el descenso del arco tras el ejercicio no guarda relación con su flexibilidad intrínseca. Sin embargo, si consideramos la flexibilidad del arco en condiciones basales y el factor angulación del hallux en el fotopodograma, conjuntamente explicarían el 36% del descenso que sufre.



## RESULTADOS

El modelo de regresión que relaciona la variación antes-después de entrenar de la altura del arco plantar interno en bipedestación normal, con la flexibilidad del arco plantar, se ajusta a la siguiente fórmula:

$$\ln(\text{HNA}/\text{HND}) = \ln(\text{HNA}/\text{HDpA}) \times a + \ln(\text{HND}/\text{HDpD}) \times b + \text{Edad}$$

Despejando:

$$\ln \text{HNA} - \ln \text{HNDp} = \ln \text{HNA} - \ln \text{HDpA} + \text{Edad} + \ln \text{HND} - \ln \text{HNDpD}$$

↓

$$\ln \text{HND} = a \times \ln \text{HDpA} + b \times \ln \text{HDpD} - \text{Edad}$$

Donde:

- HNA es la altura del arco plantar interno antes de entrenar en posición normal.
- HND es la altura del arco plantar interno tras entrenar en posición normal.
- HDpA es la altura del arco plantar interno en demiplié antes de entrenar.
- HDpD es la altura del arco plantar interno en demiplié tras entrenar.
- a, b, c son constantes.
- Edad del sujeto.

Por lo tanto:

- $\ln \text{HNA}/\text{HND}$  representa el porcentaje de variación en la altura del arco plantar interno entre antes y después de entrenar en bipedestación normal.
- $\ln \text{HNA}/\text{HDpA}$  representa el porcentaje de variación en la altura del arco plantar interno entre la bipedestación normal y demiplie antes de entrenar, es decir la flexibilidad del arco antes de entrenar.
- $\ln \text{HND}/\text{HDpD}$  representa el porcentaje de variación en la altura del arco plantar interno entre la bipedestación normal y demiplié tras entrenar, es decir, la flexibilidad del arco tras el entrenamiento.

En el grupo de 32 sujetos el mejor modelo para pie derecho es:

$$\begin{aligned} \ln \text{HND} &= 0,3138 + 0,3617 \ln \text{HDpA} + 0,3724 \ln \text{HDpD} \\ \text{Estadístico } t &= \quad (1,95) \quad \quad \quad (2,09) \\ r^2 &= 0,554 \\ r^2 \text{ corregido} &= 0,512 \end{aligned}$$

El pie izquierdo sigue el mismo modelo de regresión, aunque, como ya se indicó, los valores del estadístico  $t$  y del coeficiente de determinación indican un peor ajuste.

Por lo tanto la variación que sufre la altura del arco plantar interno en bipedestación normal tras el entrenamiento, valorada antropométricamente en tuberosidad interna del escafoides, depende del porcentaje de variación que sufre dicha altura del arco plantar interno al hacer demiplié, antes y después del ejercicio; lo que supone que mayor será el descenso del arco en bipedestación normal, a mayor descenso en demiplié tanto antes como después del ejercicio realizado (Figuras 80-83, p. 202).

Al estimar la variación en la altura del arco en función de la marca del calzado usado, añadiendo al modelo el factor tiempo de entrenamiento, con Menkes, Gallardo y Yebra no hay variación significativa de la altura del arco; sin embargo con Coral, se obtienen un  $r=0,42$ , y un  $r^2=0,65$ , lo que indicaría que con los zapatos Coral es mayor el descenso del arco a mayor tiempo de entrenamiento. No obstante, cuando además de estas dos variables tenemos en cuenta el resto de las variables del modelo de regresión inicial (edad del sujeto, edad de inicio en la danza y angulación del hallux antes y después de entrenar), el valor de  $r^2$ , desciende a 0,36, por lo tanto la marca del calzado de baile, no parece un factor determinante en el descenso del arco.

Tomando aisladamente el factor tiempo de entrenamiento, total y el dedicado a cada estilo de danza (ballet, flamenco, español, bolera y folclore), y relacionándolo con la variación en la altura del arco plantar interno tras el entrenamiento, se obtiene un  $r^2=0,3$  para pie derecho, y un  $r^2=0,07$  para pie izquierdo, lo que indica la ausencia de relación entre ambas variables. Una causa podría ser que los tiempos de entrenamiento eran muy parecidos entre los distintos sujetos del estudio; pero aún así, tomando un tiempo dado de entrenamiento, la variación en la altura del arco ofrece valores dispares entre los sujetos. Empleando diferencias en logaritmos neperianos, que proporcionarían la tasa porcentual de variación, al tiempo que se elimina el factor tamaño del pie, sigue sin existir relación entre el tiempo de entrenamiento y la variación en la altura del arco plantar interno tras el mismo.

# **RELACIÓN ENTRE LA ALTURA DEL ARCO PLANTAR EN BIPEDESTACIÓN NORMAL Y LA ALTURA DEL ARCO EN DEMIPLIÉ**

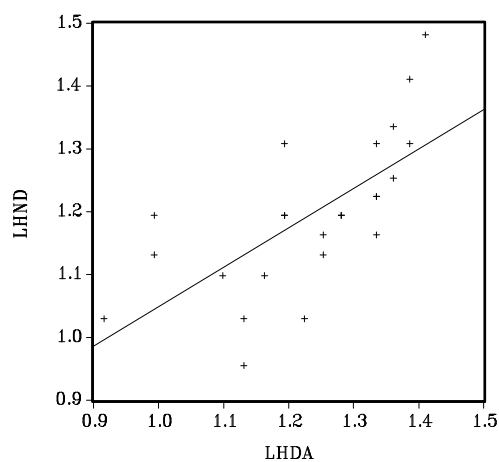


Figura 80

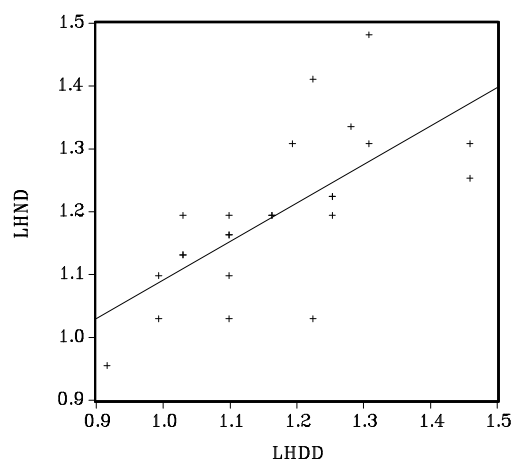


Figura 81

Pie derecho.

Figura 80: relación entre la altura del arco plantar en bipedestación normal después de entrenar (LHND), y la altura del arco en demiplié antes de entrenar (LHDA).

Figura 81: relación entre la altura del arco plantar en bipedestación normal después de entrenar (LHND), y la altura del arco en demiplié después de entrenar (LHDD).

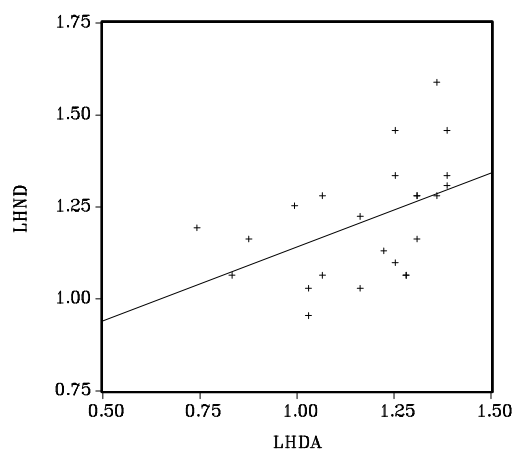


Figura 82

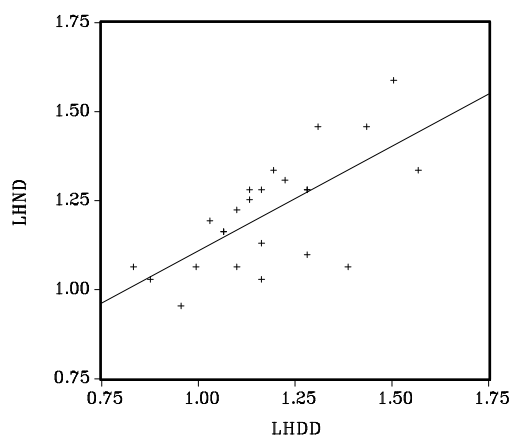


Figura 83

Pie izquierdo.

Figura 82: relación entre la altura del arco plantar en bipedestación normal después de entrenar (LHND), y la altura del arco en demiplié antes de entrenar. (LHDA).

Figura 83: relación entre la altura del arco plantar en bipedestación normal después de entrenar (LHND), y la altura del arco en demiplié después de entrenar (LHDD).

## RESULTADOS

Respecto a la altura del arco plantar interno en demiplié antes y después de entrenar (Tabla XXXI), es mayor en el pie derecho que en el izquierdo antes de las clases ( $p<0,05$ ), y sin embargo tras entrenar es mayor en pie izquierdo, aunque la diferencia, en este caso, no es significativa ( $p>0,05$ ).

TABLA XXXI  
Altura del arco plantar en demiplié antes y después de la clase

	Derecho	Izquierdo
<b>Antes de la clase (cm)</b>	3,45±0,4	3,3±0,6
<b>Después de la clase (cm)</b>	3,25±0,5	3,3±0,6
<b>Cambios en la altura del arco plantar interno tras el entrenamiento</b>	3 pies 0% 21 pies ↓ 8 pies ↑	2 pies 0% 17 pies ↓ 13 pies ↑
<b>Porcentaje de variación (%)</b>	+5,6±10,4 (-13,2, +21) <sup>+</sup>	-0,77±15,3 (-33,3, +21,6) <sup>+</sup>

% de Variación expresado como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup> CV >33%

Un porcentaje de variación “+” indica descenso del arco plantar interno. Un porcentaje “-” indica ascenso del arco tras el ejercicio.

La variación media en la altura del arco plantar interno en todos los pies considerados en conjunto (derechos + izquierdos) es de +2,5±13% (-33,3, +21,6). La altura del arco interno en el demiplié sufre un descenso tras la clase en el 59,3% de los pies, siendo más frecuente en pie derecho (65,6% de los pies derechos y 54% de los izquierdos), en el que además esa variación es significativa ( $p<0,05$ ). El porcentaje de variación en pie izquierdo refleja un ascenso del arco plantar interno, aunque la variación en la altura media del arco no es significativa ( $p>0,05$ ). El porcentaje de variación de la altura del arco plantar interno muestra diferencias significativas entre ambos pies ( $p<0,05$ ).

Al relacionar el porcentaje de variación de la altura del arco en demiplié entre antes y después de entrenar con el factor tiempo total de entrenamiento, se obtiene un coeficiente de correlación  $r=0,66$ , y de determinación  $r^2=0,43$ , lo que indica que en este caso el factor tiempo de entrenamiento sí influiría en el descenso del arco, de forma que a mayor porcentaje de variación en la altura del arco en demiplié, mayor es la influencia del factor tiempo y mayor es la variación en la altura del arco plantar interno que se produce con el tiempo de entrenamiento.

5.6.2.15. El **pulso en arteria pedia y arteria tibial posterior** aparece conservado en todos los sujetos.

### 5.6.3. Rodilla.

5.6.3.1. La **angulación muslo-pierna a nivel de la articulación de la rodilla**, observada mediante inspección, muestra simetría entre ambos miembros inferiores en todos los sujetos, tanto en plano frontal como en sagital (Tabla XXXII).

En plano sagital predomina el genu recurvatum, siendo también la variante más frecuente en las mujeres. En ningún sujeto existe flexo de rodillas, y el genu neutro es el observado más frecuentemente en los varones.

Respecto al plano frontal, predomina la neutralidad, tanto en el grupo, como en hombres y mujeres tomados por separado; aunque el genu varo aparece con alta frecuencia, sobre todo en las mujeres (en 12 de las 27 bailarinas). El genu valgo presenta baja frecuencia (2 mujeres), no observándose en los varones.

TABLA XXXII  
**Porcentaje de sujetos con angulación de ambas rodillas en plano sagital y frontal**

	<i><b>Grupo (n=32)</b></i> <i><b>(%)</b></i>	<i><b>Mujeres (n=27)</b></i> <i><b>(%)</b></i>	<i><b>Hombres (n=5)</b></i> <i><b>(%)</b></i>
Genu recurvatum	68,7	77,7	20
Genu flexo	0	0	0
Neutro (plano sagital)	31,3	22,3	80
Genu varo	40,6	44,4	20
Genu valgo	6,3	7,4	0
Neutro (plano frontal)	53,1	48,2	80

5.6.3.2. En la búsqueda de **puntos dolorosos en la articulación de la rodilla** empleando la palpación, se explora articulación fémoro-rotuliana, interlínea fémoro-tibial y ambos ligamentos colaterales, encontrando que tanto rodilla derecha como izquierda presentan sensibilidad local en 27 sujetos (84,4% de la muestra), siendo dolorosas en estos bailarines ambas rodillas. Hay 5 sujetos (15,6% de la muestra), un varón y cuatro mujeres, en los que no despierta dolor la exploración de rodilla, siendo en este caso indolora también de forma bilateral.

En la Figura 84 (p. 205), aparece detallada la localización del dolor en rodilla derecha e izquierda, así como el número de sujetos afectados.

## RESULTADOS

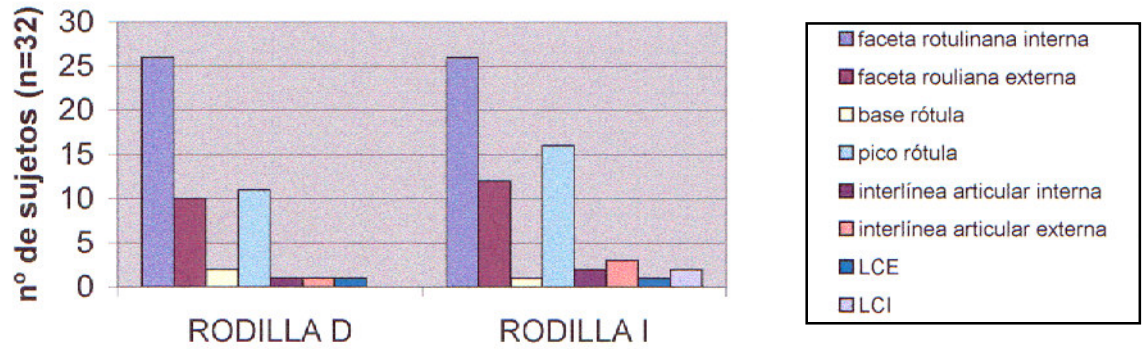


Figura 84  
Dolor a la palpación en diversas localizaciones de la rodilla

Predomina la presencia de dolor en faceta rotuliana interna en ambas rodillas. En 2 de estos casos, ambos en rodilla derecha, era además dolorosa la palpación de la vertiente rotuliana interna de la tróclea femoral. Le sigue, en cuanto a número de sujetos afectados, pico de rótula y faceta rotuliana externa.

En un sujeto además, en el momento de la exploración, existe derrame en rodilla izquierda.

### 5.6.4. Columna vertebral.

5.6.4.1. En la exploración, en el 18,8% de la muestra (6 sujetos) no se aprecia **deformidad en eje vertebral según planos sagital, frontal o transversal**, mientras que en el 81,2% del grupo (26 sujetos) encontramos:

- Signos de escoliosis: 65,6% (21 sujetos)
- Signos de hiperlordosis lumbar: 37,5% (12 sujetos)
- Signos de hipercifosis dorsal: 25% (8 sujetos)

No se hallan otro tipo de desviaciones del raquis.

El porcentaje de bailarines afectados supera el 100%, y el número de sujetos afectados por estas alteraciones son más de 32, puesto que un mismo individuo puede padecer varios de estos trastornos simultáneamente. En la Tabla XXXIII (p. 206) se puede encontrar la distribución de cada trastorno estructural aisladamente y combinado con los otros.

La hipercifosis dorsal aislada no está presente en el grupo de estudio.

TABLA XXXIII  
Trastornos estructurales del eje vertebral y dolor a la exploración

	Presencia en la muestra % (n° de sujetos)	Dolor % (n° de sujetos)	No dolor % (n° de sujetos)
No alteración eje axial	18,8 (6)	6,25 (2)	12,5 (4)
Escoliosis (E)	46,1 (12)	15,6 (5)	21,9 (7)
Hipercifosis dorsal (C)	0 (0)	—	—
Hiperlordosis lumbar (L)	7,7 (2)	6,25 (2)	0 (0)
E+C	7,7 (2)	0 (0)	6,25 (2)
E+L	15,4 (4)	9,4 (3)	3,1 (1)
C+L	11,5 (3)	3,1 (1)	6,25 (2)
E+C+L	11,5 (3)	6,25 (2)	3,1 (1)
total	100 (32)	46,9 (15)	53,1 (17)

Valores expresados como porcentaje sobre el total de sujetos (n=32)

5.6.4.2. Respecto al **dolor a la palpación**, está presente en el 46,9% de los sujetos (15), no hallándose en el 53,1% (17 sujetos). Su distribución en relación a las alteraciones del eje axial observadas también aparece en Tabla XXXIII.

Relacionando la presencia de dolor con la existencia de desviación del raquis en la exploración, se encuentra que en ningún sujeto (0%), en los que se observa escoliosis + hipercifosis existe dolor en la exploración de columna. Aparece dolor en el 33,3% de los bailarines con hipercifosis dorsal + lordosis lumbar, en el 42% de los que padecen escoliosis, en el 75% de los sujetos con escoliosis + hiperlordosis lumbar y en el 100% de los sujetos con hiperlordosis lumbar. Además, el 33,3% de los sujetos sin aparente alteración del eje axial presentan dolor en la exploración.

Entre los sujetos con dolor en la exploración de columna (15), la localización es: 73,3% (11) en articulaciones sacroilíacas, 46,6% (7) en región dorsal (apófisis espinosas, musculatura paravertebral y ambos trapecios), y 26,6% (4) región lumbar (apófisis espinosas y musculatura paravertebral).

En cuanto a sexos, el 25,9% (7) mujeres presentan molestias dorsales, y el 48,1% (13) en región lumbosacra. En el caso de los varones, ninguno presentaba en el momento de la exploración molestias en la columna vertebral o musculatura paravertebral, aunque en 4 de los 5 varones del grupo sí se observaba algún tipo de deformidad del eje axial.

#### 5.6.5. Dismetría de miembros inferiores.

La valoración de la longitud de miembros inferiores en carga presenta una buena fiabilidad test-retest, con un CV del 0,45%, oscilando las determinaciones entre  $\pm 0,4$  mm.

## RESULTADOS

En 6 sujetos (3 varones y 3 mujeres) la longitud de ambos miembros inferiores (MMII), determinada en bipedestación normal mediante antropometría, es idéntica. En el resto de los sujetos existe una diferencia de longitud que en ningún caso es  $\geq 1,5$  cm (Tabla XXXIV).

En los dos varones que presentan diferencia de longitud entre ambas extremidades, ésta es inferior a 0,5 cm (0,1 y 0,2 cm), por lo que no es considerada como dismetría.

En las 8 mujeres que presentan dismetría, el MID tiene mayor longitud en 4 casos, con una diferencia de  $0,77 \pm 0,37$  (0,5-1,3) cm, y el MII en los otros 4 casos, con  $0,88 \pm 0,41$  (0,5-1,4) cm de diferencia.

**TABLA XXXIV**  
**Longitud de miembros inferiores**

	MID (cm)	MII (cm)	MID-MII (cm)
<b>Grupo</b>	92,02 $\pm$ 4,99	92,1 $\pm$ 4,91	0,3 $\pm$ 0,36
<b>n=32</b>	(82,9-107)	(83,5-107)	(0-1,4) <sup>+</sup>
<b>Mujeres</b>	90,8 $\pm$ 3,99	90,94 $\pm$ 3,9	0,35 $\pm$ 0,38
<b>n=27</b>	(82,9-99,6)	(83,5-98,8)	(0-1,4) <sup>+</sup>
<b>Hombres</b>	98,3 $\pm$ 5,57	98,32 $\pm$ 5,54	0,06 $\pm$ 0,09
<b>n=5</b>	(92,6-107)	(92,6-107)	(0-0,2) <sup>+</sup>
<b>Subgrupo con dismetría*</b>	90,35 $\pm$ 5,41	90,4 $\pm$ 5,19	0,83 $\pm$ 0,37
<b>n=8 (mujeres)</b>	(82,9-99,6)	(83,5-98,8)	(0,5-1,4) <sup>+</sup>

Valores expresados como media  $\pm$  desviación típica (mínimo-máximo)

<sup>+</sup> CV >33%

\*Se considera dismetría de MMII cuando MID-MII  $\geq |5|$  mm

En la Tabla XXXV se recoge la relación entre la diferencia de longitud y la presencia de dolor en la exploración en diversas localizaciones:

**TABLA XXXV**  
**Diferencia de longitud de MMII y dolor en la exploración de columna, rodilla y tobillo/pie**

Diferencia de longitud en MMII (cm)	% en la muestra (n° sujetos) n=32	% en cada subgrupo (n° de sujetos con dolor en columna en la exploración)	% en cada subgrupo (n° de sujetos con dolor en una o ambas rodillas en la exploración)	% en cada subgrupo (n° de sujetos con dolor en una o ambas primeras MTTF en la exploración)	% en cada subgrupo (n° de sujetos con dolor en uno o ambos tobillos a la exploración)
<b>0</b>	18,7 (6)	0 (0)	83,3 (5)	83,3 (5)	50 (3)
<b>0,1-0,4</b>	56,3 (18)	55,5 (10)	77,7 (14)	72,2 (13)	94,4 (17)
<b>0,5-0,9</b>	15,6 (5)	60 (3)	100 (5)	60 (3)	40 (2)
<b>1-1,4</b>	9,4 (3)	66,6 (2)	100 (3)	33,3 (1)	66,6 (2)



## RESULTADOS

En cuanto a la localización mediante inspección y palpación de las espinas ilíacas anterosuperiores y posterosuperiores, y la relación que guardan entre sí, se observa la presencia de simetría ipsilateral de las mismas en todos los sujetos, lo que descarta la existencia de rotación asimétrica de la pelvis a nivel de articulaciones sacroilíacas: en 17 bailarines, incluidos los 5 varones del grupo, el nivel de las cuatro espinas es simétrico; en 8 sujetos están más elevadas ambas espinas ilíacas del lado izquierdo; en 7 bailarinas están más elevadas ambas espinas ilíacas derechas.

### 5.7. BIOMECÁNICA

5.7.1. Goniometría de pelvis y miembros inferiores en relación a la posición adoptada durante el zapateado.

5.7.1.1. La valoración goniométrica del **ángulo de inclinación pélvica respecto al plano horizontal** (anteversión-retroversión pélvica) en bipedestación relajada normal con el sujeto descalzo, presenta un CV test-retest=19,4%; en la bipedestación relajada con calzado de baile el CV test-retest es del 17,5%, y en la posición adoptada durante el zapateado, es del 22,75%.

Existe anteversión pélvica en todos los bailarines estudiados, y en las tres posiciones valoradas (Tabla XXXVI):

TABLA XXXVI

#### Determinaciones goniométricas en miembros inferiores en relación a la posición de zapateado

Ángulo determinado y posición en que se determina (MID)	Grupo (n=32) Grados (°)	Mujeres (n=27) Grados (°)	Hombres (n=5) Grados (°)
<b>Inclinación pélvica en bipedestación normal descalzo</b>	+12,96±3,53 (+8,+20)	+13,07±3,45 (+8,+20)	+12,4±4,33 (+10,+20) <sup>+</sup>
<b>Inclinación pélvica en bipedestación normal con zapato de baile</b>	+9,72±3,91 (+6,+10) <sup>+</sup>	+9,95±3,86 (+4,+16) <sup>+</sup>	+8,6±4,44 (+3,+14) <sup>+</sup>
<b>Inclinación pélvica en posición de baile, con zapato de baile.</b>	+10,1±4,32 (+3,+18) <sup>+</sup>	+10,7±4,1 (+3,+18) <sup>+</sup>	+7,2±4,6 (+4,+14) <sup>+</sup>
<b>Ángulo de flexión de rodilla en posición de baile, con zapato de baile</b>	28,13±8,6 (12-50)	29,45±8,03 (16-50)	21,8±9,33 (12-32) <sup>+</sup>

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup> CV >33%

Se indican con signo “+” los grados de anteversión pélvica, y con signo “-” los grados de retroversión pélvica respecto al plano horizontal.

# ESTUDIO FOTOPODOGRÁFICO ANTES Y DESPUÉS DE ENTRENAR

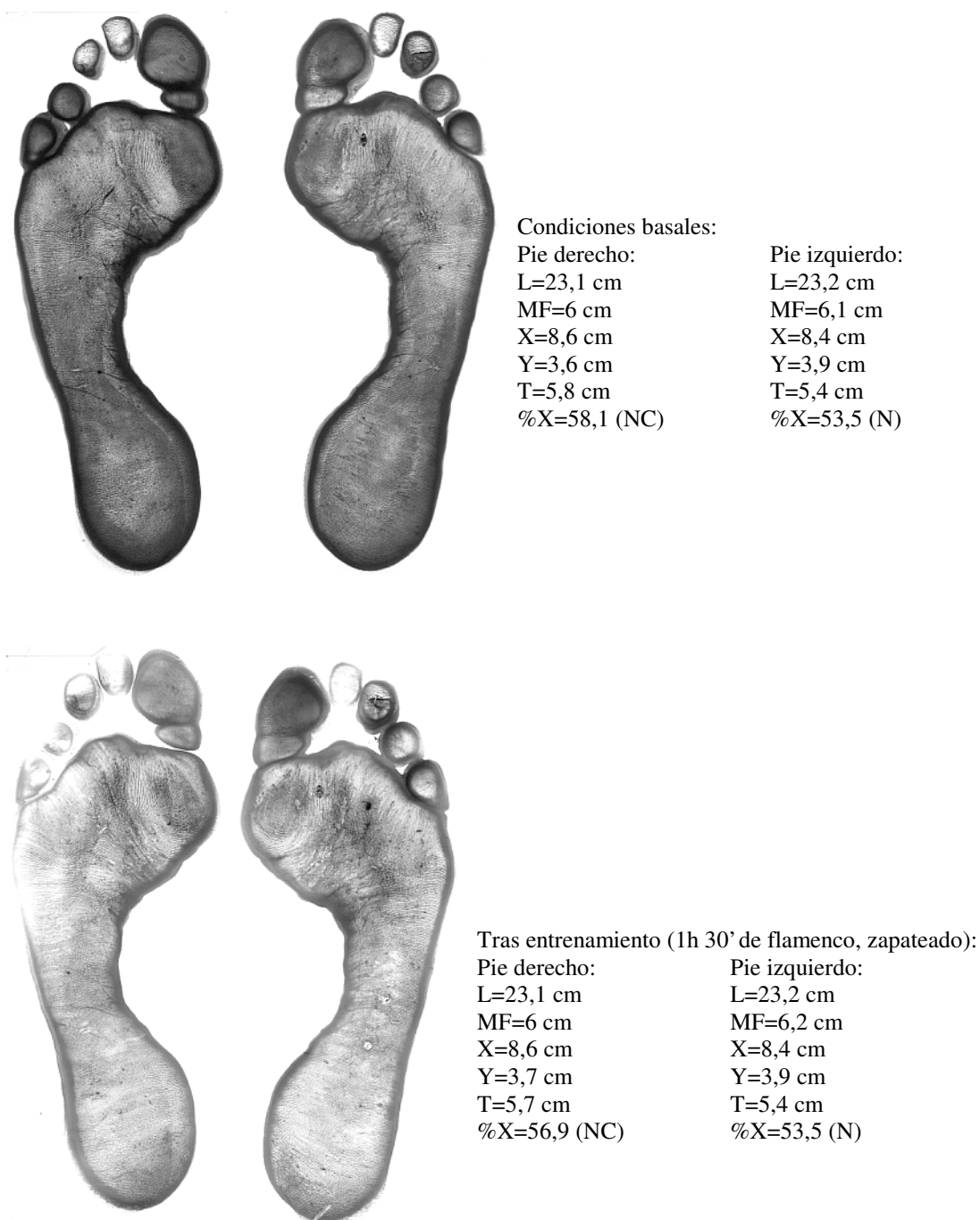


Figura 85  
 Sujeto 23, mujer, 24 años de edad. 10 años bailando. Actualmente 23,5 h/sem.  
 Huellas plantares de ambos pies antes y después de entrenar (hora y media de flamenco), valoradas según el método de Hernández-Corvo

## RESULTADOS

La moda para cada una de estas determinaciones goniométricas es:

- Ángulo de versión pélvica con sujeto en bipedestación normal y descalzo:  $+10^{\circ}$ .
- Ángulo de versión pélvica con sujeto en bipedestación normal y con calzado para zapateado (zapato o botín):  $+6^{\circ}$ .
- Ángulo de versión pélvica con sujeto en bipedestación en posición típica para el zapateado y con calzado para zapateado (zapato o botín):  $+14^{\circ}$ .

La diferencia media en el grupo en el ángulo de versión pélvica entre las distintas posiciones es:

- Descalzo en bipedestación normal-Calzado en bipedestación normal=  $4,14 \pm 4,87$   $(-4, +14)^{+}$ , siendo esta diferencia estadísticamente significativa mediante *t*-Student pareado para  $p < 0,01$ , es decir, con el calzado de danza (zapato o botín) disminuye la anteversión pélvica en el grupo estudiado.
- Calzado en bipedestación normal-Calzado en posición de baile=  $-0,37 \pm 2,54$   $(-8, -4)^{+}$ , no siendo estadísticamente significativa la diferencia para  $p < 0,05$ , lo que indica que la postura adoptada durante el baile no supone una variación en la versión pélvica, en este grupo de bailarines, respecto a la bipedestación normal con el calzado de baile.
- Descalzo en bipedestación normal-Calzado en posición de baile=  $2,96 \pm 4,65$   $(-4, +16)^{+}$ , con  $p < 0,01$ , es decir existe una disminución significativa de la anteversión pélvica al pasar de la bipedestación normal descalzo, a la posición de baile con calzado de baile.

5.7.1.2. La valoración goniométrica del **ángulo de flexión de rodilla durante el zapateado**, aparece en Tabla XXXVI (p. 208). Esta determinación presenta un CV test-retest del 9,7%.

La moda en el grupo estudiado es  $30^{\circ}$ .

5.7.2. Estudio de la huella plantar mediante fotopodograma.

Las determinaciones fotopodográficas obtenidas antes y después de entrenar con los bailarines en bipedestación normal, aparecen en la figura 85 (p. 209) y la Tabla XXXVII (p. 211). En esta Tabla se recoge también el CV test-retest para cada una de ellas:

## RESULTADOS

TABLA XXXVII

**Determinaciones fotopodográficas en bipedestación normal según el método de Hernández-Corvo**

	CV test-retest (%)	PIE DERECHO		PIE IZQUIERDO	
		Antes	Después	Antes	Después
<b>L (cm)</b>	<b>0,82</b>	22,56±1,32 (20-25)	22,61±1,34 (20-24,9)	22,61±1,46 (20,3-25,1)	22,68±1,36 (20,4-25,1)
<b>MF (cm)</b>	<b>0,36</b>	5,95±0,48 (4,9-6,8)	6,03±0,52 (4,7-7)	5,95±0,46 (5-6,8)	6,04±0,4 (5,1-6,6)
<b>X (cm)</b>	<b>0,88</b>	8,28±0,66♣ (7,3-9,5)	8,33±0,71 (7,2-9,7)	8,17±0,72* (7,2-9,7)	8,25±0,7 (7,3-9,6)
<b>Y (cm)</b>	<b>3,96</b>	3,11±0,77 (0,5-4,2)	3,18±0,88 (0-4)	3,25±0,56 (1,8-4)	3,31±0,65 (1,7-4,2)
<b>T(cm)</b>	<b>0,63</b>	5,37±0,53 (4,4-6,9)	5,26±0,51 (4,4-6,8)	5,3±0,47 (4,2-6,4)	5,28±0,47 (4,2-6,4)

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

+ CV >33%

\*Diferencias significativas (p<0,05) entre antes de entrenar y después de entrenar.

♣Diferencias significativas (p<0,05) entre pie derecho e izquierdo.

El CV es mayor antes del ejercicio, sin llegar en ningún caso al 33%.

Antes de entrenar, las dimensiones fotopodográficas que valora el método de Hernández-Corvo son iguales en ambos pies, salvo para antepié derecho que es significativamente más ancho, aunque tras las clases habituales, desaparece dicha diferencia.

Tras el entrenamiento, en ambos pies, la longitud total del pie sufre un incremento (en el 41,6% de los pies derechos y en el 50% de los izquierdos). También aumenta la longitud del primer dedo. En cuanto a la anchura de la huella plantar, aumenta en antepié e istmo, disminuyendo en el talón. Sin embargo, de todos estos cambios, sólo la variación en la anchura de antepié izquierdo es estadísticamente significativa (p<0,05).

En la Tabla XXXVIII (p. 212) se recoge la clasificación de las huellas plantares de los bailarines según el grado de cavismo, tanto antes como después entrenar. Aparece también el número de huellas que cambian tras el ejercicio y el modo en que lo hacen, así como el porcentaje de variación que sufre el valor porcentual de la huella hallado por el método de Hernández-Corvo:

$$\frac{\text{Valor porcentual de la huella antes de entrenar} - \text{valor porcentual de la huella después de entrenar}}{\text{Valor porcentual de la huella antes de entrenar}} \times 100$$

## RESULTADOS

El método propuesto por Hernández-Corvo presenta un CV test-retest=1,97%.

TABLA XXXVIII

### Clasificación de la huella plantar en función del fotopodograma, antes y después de las clases ( Método de Hernández-Corvo)

	Derecho		Izquierdo	
	Antes	Después	Antes	Después
<b>Valor porcentual medio de la huella (%)</b>	62,50±9,0 (50-93,1)	60,07±6,09 (50-100)	61,95±10,2 (51-76)	59,99±7,48 (49,3-77,9)
<b>Número de pies con huella normal</b>	7	3	8	7
<b>Número de pies cavos</b>	25	29	24	25
<b>Número de pies planos</b>	0	0	0	0
<b>Número de pies en que hay cambio de grado (antes-después)</b>	6 1 CF→C 1 CE→CF 4 NC→C		11 1 C→N 1 C→NC 4 CF→C 1 CE→CF 4 NC →C	
<b>Cambios en la altura del arco plantar interno tras el entrenamiento</b>	4 pies 0% 13 pies ↓ ancho huella 15 pies ↑ ancho huella		1 pies 0% 15 pies ↓ ancho huella 16 pies ↑ ancho huella	
<b>Porcentaje de variación (%)</b>	-0,7%±7,2 (-17%, +14,5%)+		+2,5%±7,3 (-11%, +16,3%)+	

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

+ CV >33%

N=huella normal, NC= normal cavo, C=cavo, CF= cavo fuerte, CE= cavo extremo

Un porcentaje de variación “+” indica que tras el entrenamiento disminuye el grado de cavismo, y “-” que aumenta. Antes de entrenar el valor medio porcentual para ambos pies se corresponde con pie cavo, tras el entrenamiento, en ambos pies se ensancha la huella en el istmo, pero sólo en el izquierdo supone un cambio de grado, pasando de cavo a normal cavo.

Tanto antes como después de la clase y en ambos pies, lo más frecuente es el cavismo (entre el 75% y el 90,6% de las huellas), y dentro de éste, las formas moderadas, por orden de frecuencia: cavo>cavo-fuerte>cavo-extremo. Respecto a las huellas plantares normales, tienden también hacia el cavismo, siendo la media un valor correspondiente a normal cavo, tanto antes como después, y en ambos pies.

Existe variación entre antes y después de entrenar en 48 de los 64 pies, sin embargo, sólo supone un cambio de grado en el 26,5% (17 pies) de los pies que sufren variación en la anchura de su huella entre antes y después de las clase. La tendencia en ambos pies, cuando se

# DETERMINACIONES MEDIANTE EL SISTEMA PAROTEC®

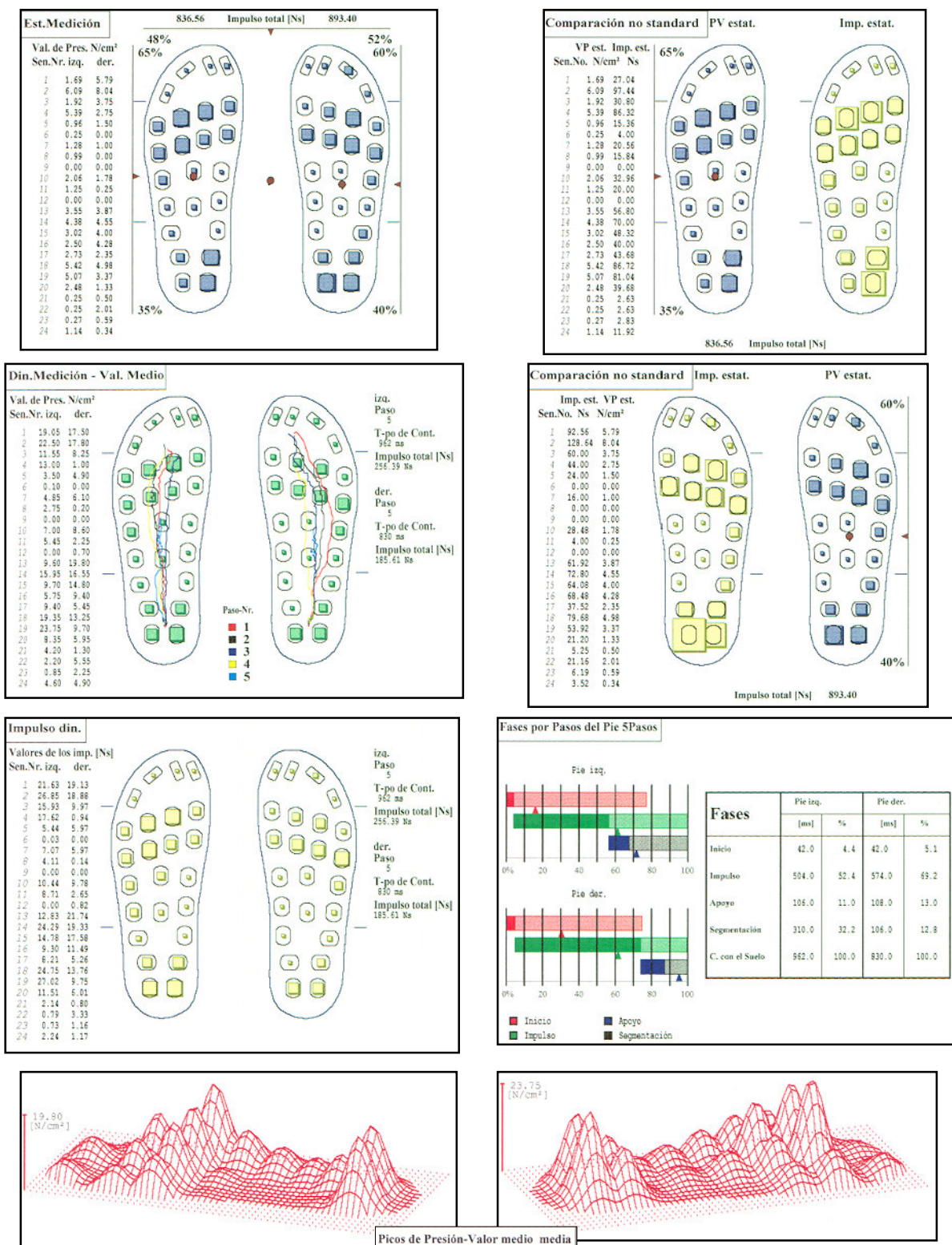


Figura 86

Gráficos proporcionados por el sistema Parotec® correspondientes al sujeto 23

produce el cambio de grado, es hacia el cavo moderado, tanto cuando cambia desde huella normal, como cuando lo hace desde un pie cavo más pronunciado. El cambio más frecuente en ambos pies es de NC a C.

En el 73,5% de los pies, el porcentaje de variación en la anchura de la huella entre antes y después no supone un cambio de grado.

### 5.7.3. Plantillas instrumentadas

El sistema Parotec® proporciona unos gráficos y tablas para cada sujeto, que pueden observarse en la figura 86 (p. 213)

En estas tablas aparece, tanto en estática como en dinámica, el número de cada sensor acompañado de la presión ( $\text{N/cm}^2$ ) e impulso (Ns) sufridos.

En los gráficos de las mediciones estáticas de la presión aparece la localización del CDG corporal, así como la de los CDP parciales, el porcentaje de presión recibido por cada pie, y el porcentaje recibido por mitad anterior y mitad posterior de cada pie. Respecto al impulso aparece el valor que corresponde a cada pie.

En dinámica aparece indicado el número de pasos que realiza cada pie, tiempo de contacto con el suelo, e impulso total recibido. En el interior de cada huella aparece la PCDP durante los 5 ciclos de la marcha, calculada a partir de los valores del CDP instantáneo durante 5 segundos. El impulso se obtiene a partir de la integral de la fuerza en el tiempo durante los 5 segundos en que se recogen estos datos.

El gráfico que representa los picos de presión es tridimensional de forma especular, permitiendo comparar las diferencias de presiones durante la marcha entre ambos pies. Cada pico se obtiene a partir de la media de presiones captadas por cada sensor durante la marcha, apareciendo indicado además el valor máximo de presión en  $\text{N/cm}^2$ .

A partir de las tablas y gráficos proporcionados por el sistema Parotec® se obtienen los valores medios en el grupo estudiado. Los datos referidos a la presión ( $\text{N/cm}^2$ ) e impulso (Ns), tanto en estática y dinámica, como en valor absoluto y relativo, aparecen recogidos en las Tablas XXXIX (p.221), XL (p.222), XLII (p.224) y XLVII (p.231), y en las figuras 87-90 (p. 215-218), en éstas además, el valor medio de presiones e impulsos se expresa dentro de cada sensor, empleando una gradación proporcional de intensidad de color: más oscuro a mayor presión.

## RESULTADOS

### VALORES MEDIOS DE PRESIONES MÁXIMAS (N/cm<sup>2</sup>) EN ESTÁTICA

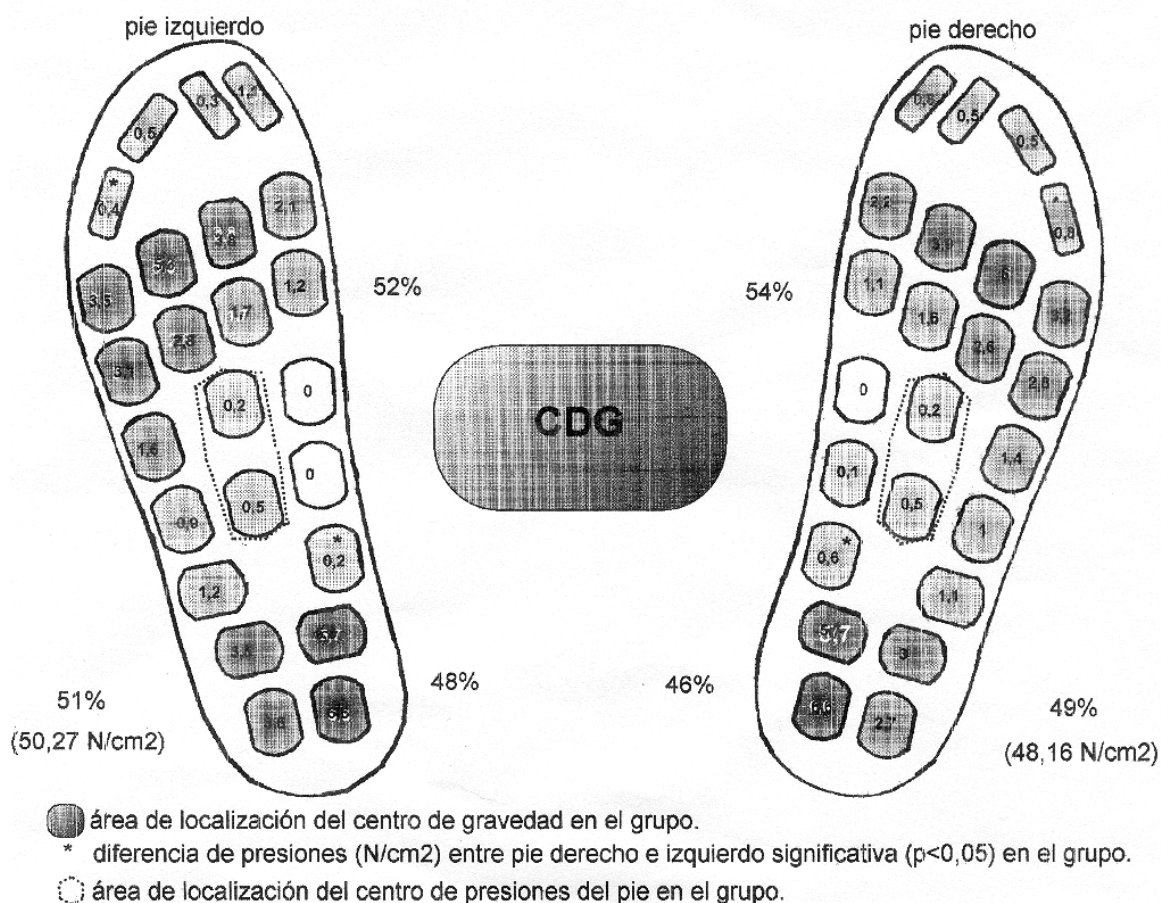
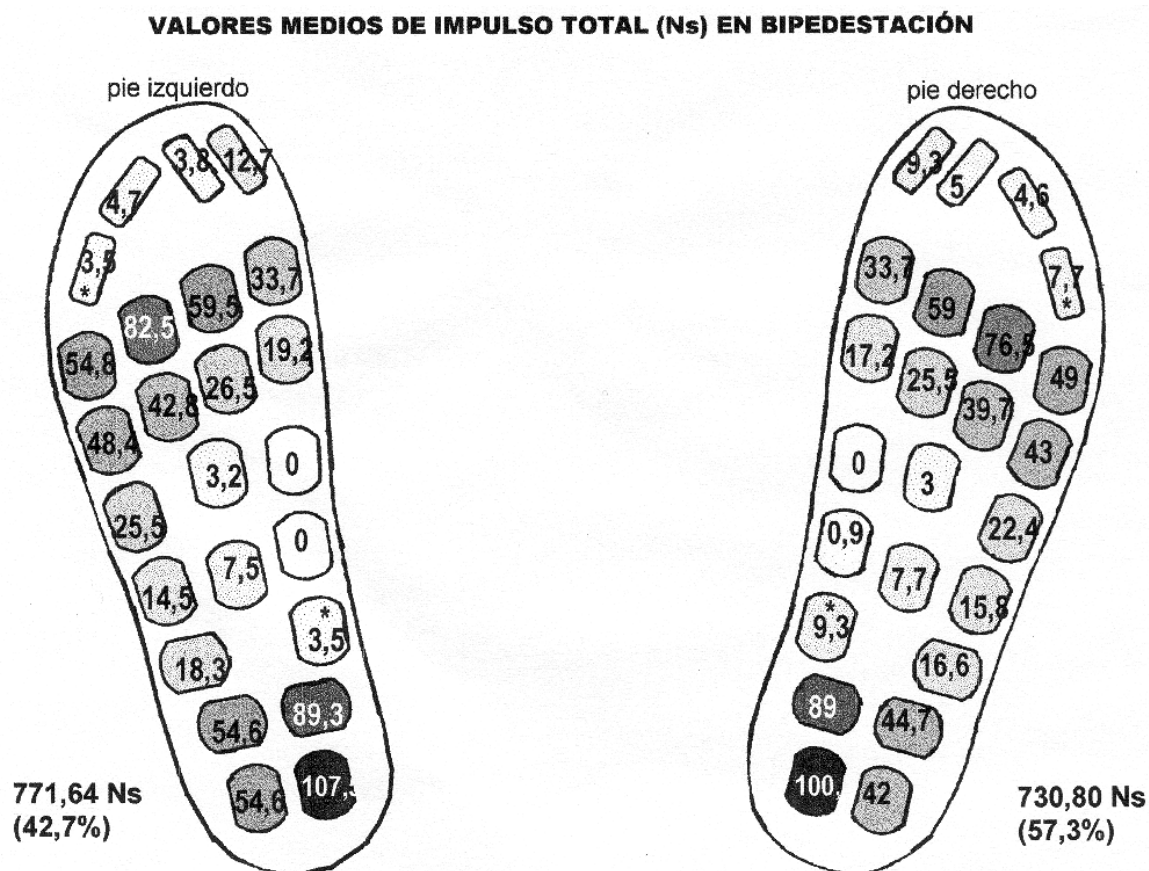


Figura 87

Recoge los valores medios de presión (N/cm<sup>2</sup>) por sensor, porcentaje de presión y valor absoluto de la misma en cada pie (derecho e izquierdo), distribución porcentual de carga entre mitad anterior y posterior de cada pie (derecho e izquierdo), así como la localización habitual del CDG y del CP de pie derecho e izquierdo en el grupo de bailarines estudiado.



## RESULTADOS



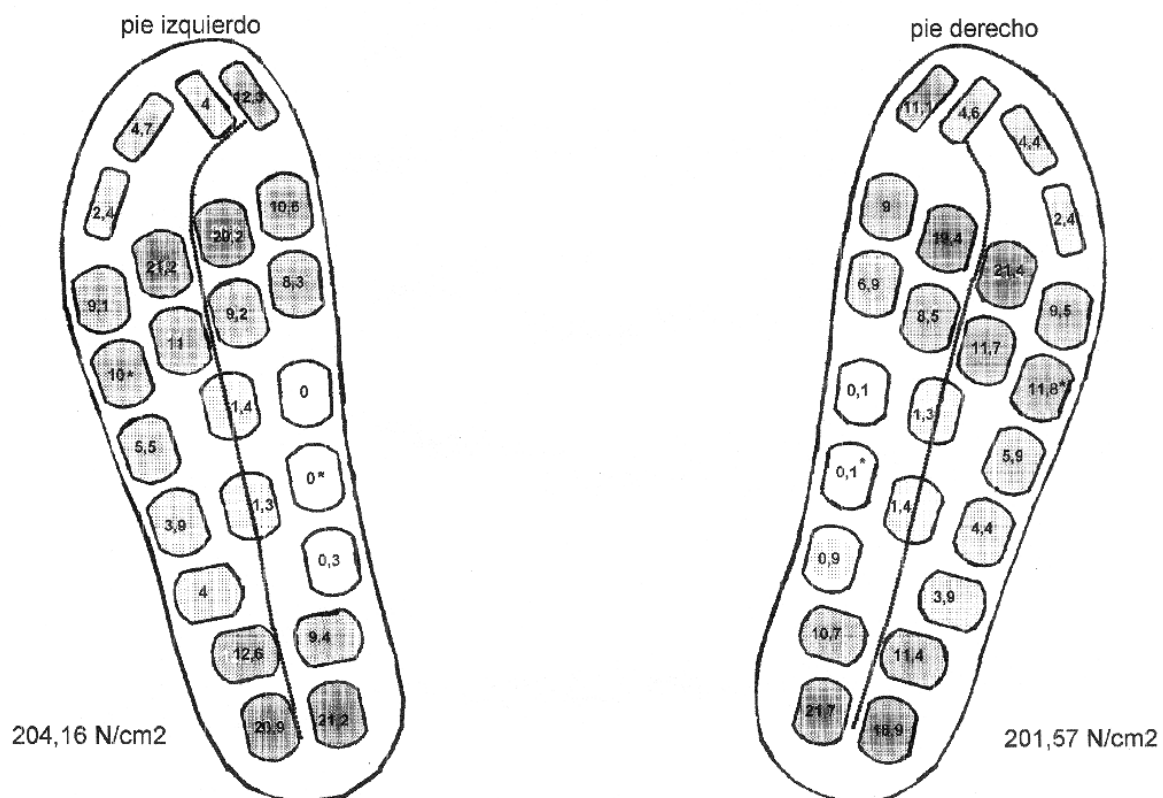
**\*Diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) en el impulso (Ns) entre ambos pies en el grupo estudiado**

Figura 88

Recoge los valores medios de impulso (Ns) por sensor, porcentaje de impulso y valor absoluto del mismo en cada pie (derecho e izquierdo) en el grupo de bailarines estudiado.

## RESULTADOS

### VALORES MEDIOS DE PRESIONES MÁXIMAS (N/cm<sup>2</sup>) EN DINÁMICA

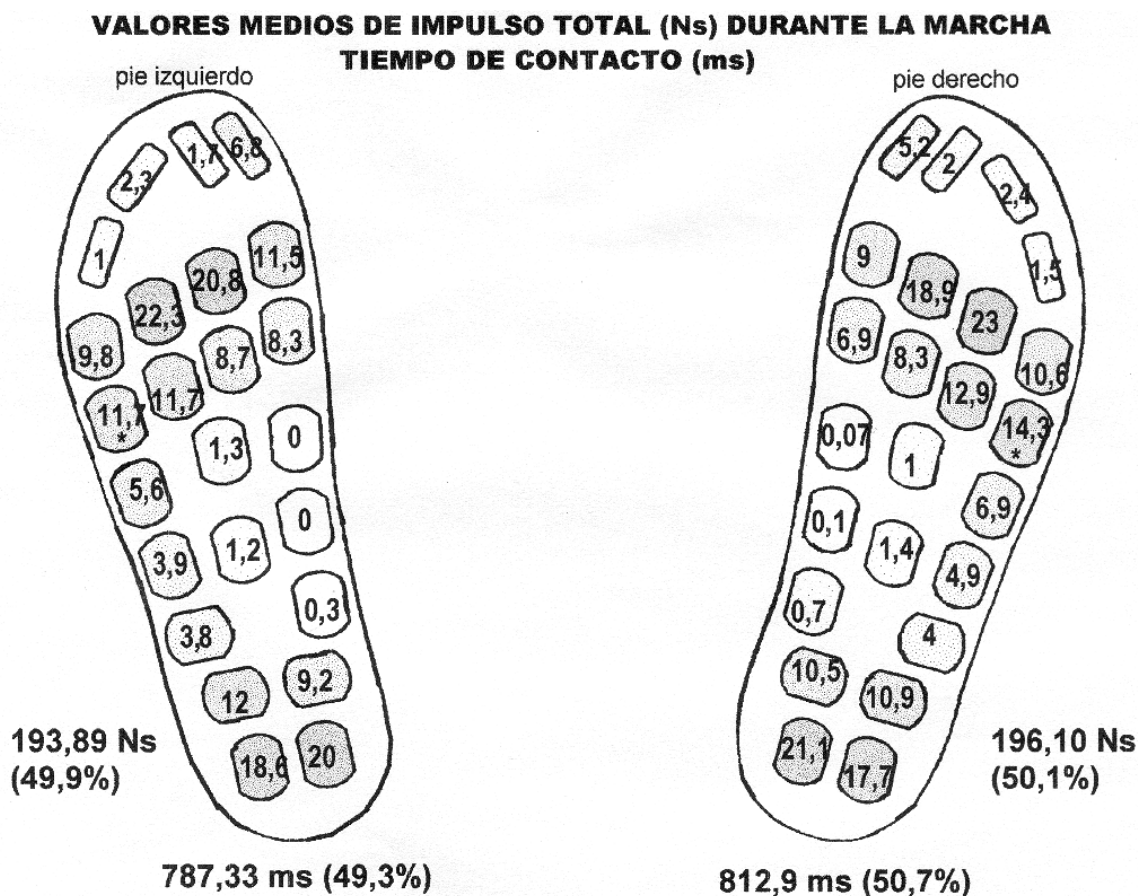


●●●●● Línea de progresión del CDP en el grupo, basada en los 5 primeros ciclos de la marcha.

\*Diferencia de presiones (N/cm<sup>2</sup>) entre pie derecho y pie izquierdo significativa ( $p < 0,05$ ) en el grupo.

Figura 89

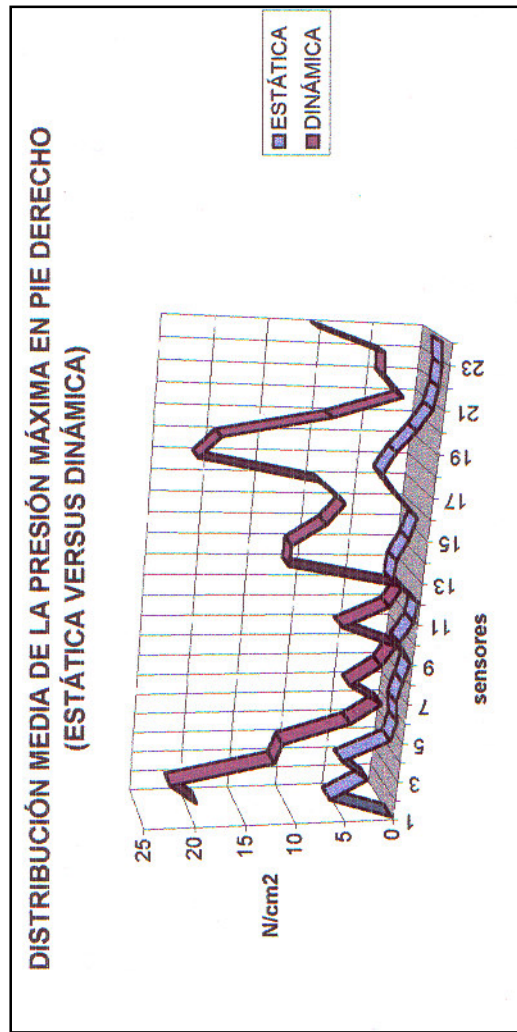
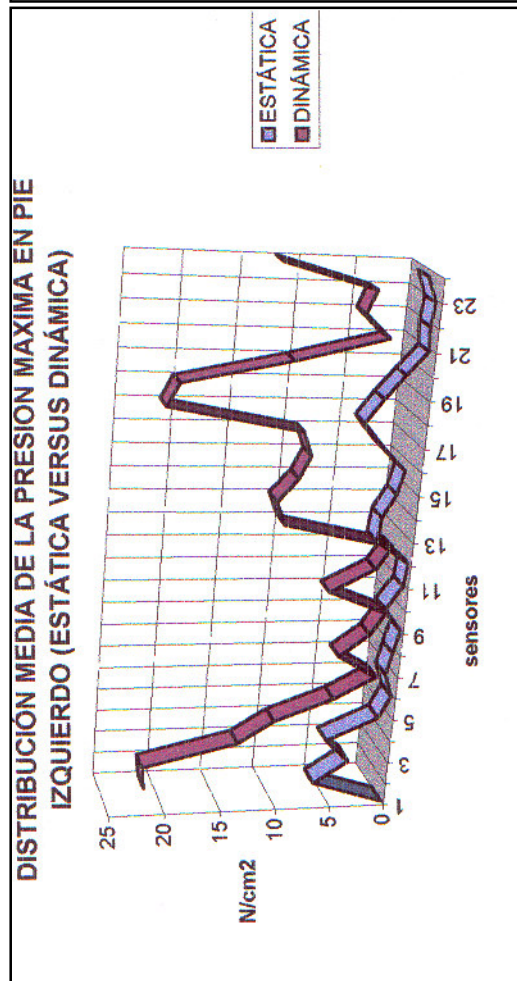
Se recogen los valores medios en el grupo de las presiones máximas (N/cm<sup>2</sup>) por sensor, la presión máxima media de cada pie (derecho e izquierdo), así como la evolución media del CDP dinámico de pie derecho e izquierdo en el grupo.



**\*Diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) en el Impulso medio (Ns) durante la marcha en el grupo estudiado.**

Figura 90

Se recogen los valores medios del impulso (Ns) por sensor, el impulso máximo recibido por cada pie (derecho e izquierdo) en dinámica en valor absoluto y relativo, así como el tiempo de contacto (ms) de cada pie durante la marcha



## RESULTADOS

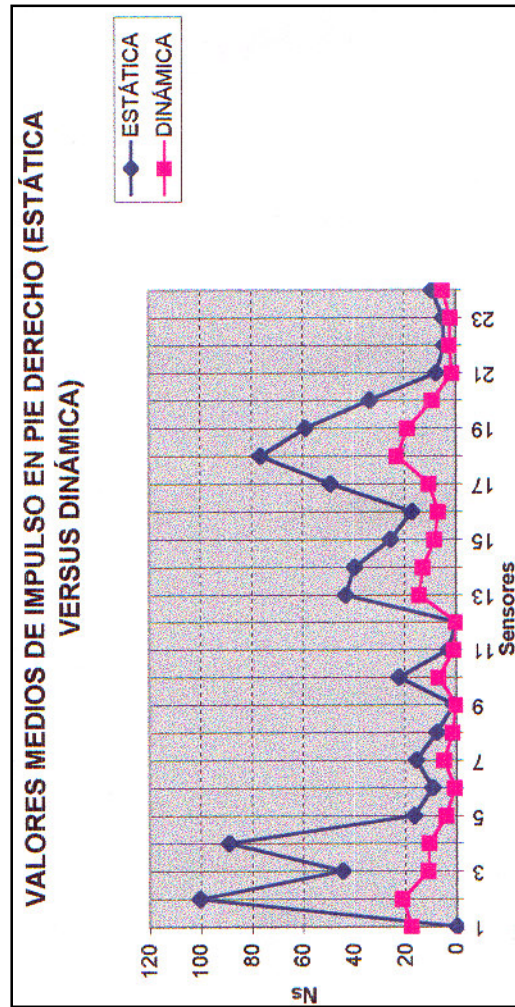
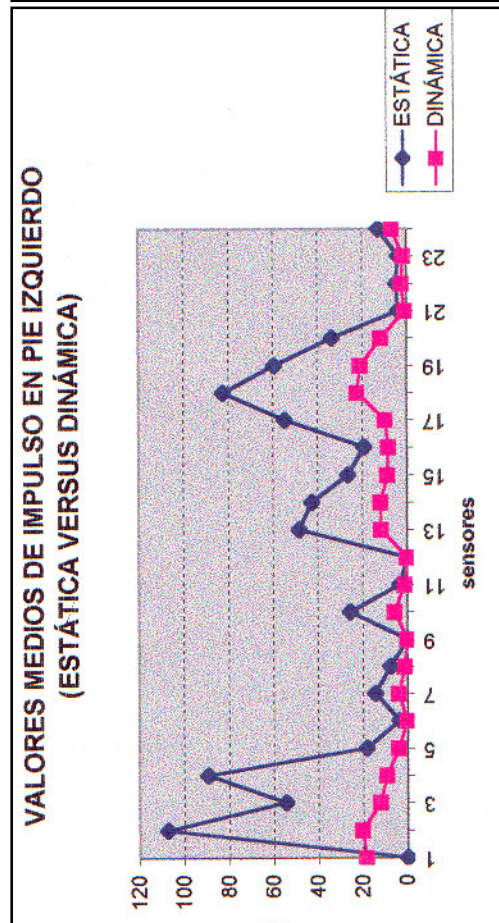


Figura 91  
Presión máxima e impulso máximo por sensor, en ambos pies, en bipedestación normal y durante la marcha.

5.7.3.1. El valor absoluto y el porcentaje de las presiones e impulsos totales, referido a **toda la superficie de apoyo plantar**, es semejante entre ambos pies, tanto en bipedestación como durante la marcha ( $p>0,05$ ). El pico de presión máxima alcanzado durante la marcha es también igual en ambos pies ( $p>0,05$ ).

La presión sufrida por cada pie durante la marcha equivale a 3,7 veces el peso corporal.

La velocidad media de la marcha, obtenida a partir de los valores medios de impulso sufrido por cada pie en dinámica dividido por la masa del sujeto, es de  $3,5\pm 0,7 \text{ ms}^{-1}$  (CV=16,4%) en pie derecho y  $3,5\pm 0,57 \text{ ms}^{-1}$  (CV=4,9%) en pie izquierdo.

5.7.3.2. En cuando a los valores porcentuales proporcionados por el sistema Parotec® (Figuras 86, p. 213, y 87, p. 215) acerca de la presión sufrida por la **mitad anterior y la mitad posterior del pie** en estática, no existen diferencias entre ambas mitades en ambos pies ( $p>0,05$ ), aunque la presión en mitad anterior es un  $7,9\pm 19,57\%$  mayor en pie derecho y un  $3,1\pm 17,27\%$  en pie izquierdo, siendo el CV de las diferencias mayor del 33% en ambos pies.

5.7.3.3. Comparando ambos pies **por sensores**, en estática (figuras 87, p. 215, y 88, p. 216) en el pie derecho los picos de presión máxima ( $\text{N/cm}^2$ ) son mayores y la carga actúa durante más tiempo (Ns) que en pie izquierdo en s6 (zona proximal de arco interno), y en s21 (4°-5° dedos) ( $p<0,05$ ). En dinámica (figuras 89, p. 217, y 90, p. 218), se produce mayor presión en s9 de pie derecho (arco interno), y mayor presión e impulso sobre s13 de pie derecho (cabeza del 5° metatarsiano) ( $p<0,05$ ).

Tomando los valores absolutos de presión e impulso en estática y dinámica (figura 91, p.219), para estimar las diferencias por sensores entre ambas situaciones, encontramos en ambos pies predominio de la presión en dinámica ( $p<0,01$ ) y del impulso en estática ( $p<0,01$ ).

Como excepción, es decir, regiones en que la presión es igual en estática y en dinámica, se encuentra la zona medial del arco longitudinal interno de pie izquierdo (s6-s9) y la zona posteromedial del arco longitudinal interno de pie derecho (s6). Las regiones plantares testadas por estos 3 sensores serían zonas de baja presión dinámica, ya que reciben igual presión que en estática.

En cuanto al tiempo durante el que actúan las fuerzas, es igual ( $p>0,05$ ) en estática y dinámica en zona central-medial de arco interno de ambos pies (s9), y en pie derecho además, en zona anteromedial de arco interno (s12), 3°-4° dedos (s22) y hallux (s24). Por lo tanto,

## RESULTADOS

podríamos definir las como zonas de bajo impulso en estática, sobre las que la fuerza actúa poco tiempo durante la bipedestación, de modo semejante a como ocurre en dinámica.

5.7.3.4. Las diferencias entre pie derecho e izquierdo **por regiones plantares** en valor absoluto, expresadas como suma de sensores, aparecen en Tablas XXXIX y XL (p.222):

**TABLA XXXIX**  
**Presión (N/cm<sup>2</sup>) por regiones plantares**

	<b>ESTÁTICA N/cm<sup>2</sup></b>		<b>DINÁMICA N/cm<sup>2</sup></b>	
<b>SUMA DE SENSORES</b>	<b>D</b>	<b>I</b>	<b>D</b>	<b>I</b>
<b>1-24</b>	48±7,5 (37-61)	50±7 (37-67)	201,5±24 (159-251,5)	204±19 (159-233)
<b>1-4</b>	18±6 (9-33,5) <sup>+</sup>	19±5 (11-30)	63±9 (44,5-78)	64±8 (43,5-83)
1 y 3	6 ±4 (0,5-18) <sup>+</sup>	7±3 (1,5-13) <sup>+</sup>	30± 9 (3-45)	34±7 (8-43) <sup>+</sup>
2 y 4	12±4 (6-21) <sup>+</sup>	12±4,5 (4-24) <sup>+</sup>	32±11 (8,5-51) <sup>+</sup>	31±8 (13-49)
1 y 2	9±5** (0,7-21) <sup>+</sup>	14±4 (7-23)	41±6 (25-53)	42±6 (27-56,5)
3 y 4	9±2,5** (5-13)	16±4,5 (7-26)	22±6,5 (9-34)	22±4,5 (13-32)
<b>5-12</b>	5±3 (0,2-11) <sup>+</sup>	3,5±2 (0,2-8,5) <sup>+</sup>	18±8 (2-33) <sup>+</sup>	17±7 (3-26,5) <sup>+</sup>
<b>13-20</b>	22,5±6 (12,5-36,5)	24±6,5 (13-36)	98±18 (67-128)	100±16 (66-130)
14 y 15	4±2 (0,2-9,5) <sup>+</sup>	5±2 (1-17) <sup>+</sup>	20±9,5 (4-37) <sup>+</sup>	20±9,5 (1-44,5) <sup>+</sup>
18 y 19	9±3 (3-14,5)	9±2,5 (4-14,5)	41±12 (23-67)	41,5±9 (21-64)
13 y 17	6±3 (0,75-15) <sup>+</sup>	6,5±3 (1,5-12) <sup>+</sup>	21±9 (5,5-43) <sup>+</sup>	19±10 (5-47) <sup>+</sup>
14 y 18	8±3 (2-13) <sup>+</sup>	8±2 (4-13)	33±9 (16,5-57)	32±9 (10-50)
15 y 19	5,5±2 (1-9) <sup>+</sup>	5,5±2 (2-11,5) <sup>+</sup>	28±8,5 (15-56)	29,5±8 (13-55)
16 y 20	3±2,5 (0-10) <sup>+</sup>	3±3 (0-11) <sup>+</sup>	16±7 (3-30) <sup>+</sup>	20±12 (4-52) <sup>+</sup>
<b>21-24</b>	3±2 (0,6-7,5) <sup>+</sup>	2±1 (0,2-6) <sup>+</sup>	22,5±10 (6-42) <sup>+</sup>	23±14 (4-58) <sup>+</sup>
23 y 24	1±1 (0,1-3) <sup>+</sup>	1,5±1 (0-6) <sup>+</sup>	16±8,5 (5-35) <sup>+</sup>	16±11 (3-43) <sup>+</sup>
24	0,8±0,8 (0-3) <sup>+</sup>	1±1 (0-5,5) <sup>+</sup>	11±7 (2-25) <sup>+</sup>	12±9 (1-32) <sup>+</sup>
23	0,5±0,4 (0-1,5) <sup>+</sup>	0,3±0,4 (0-1,5) <sup>+</sup>	5±4 (0-16) <sup>+</sup>	4±4 (0,5-14) <sup>+</sup>
21 y 22	1,5±1,5 (0-6) <sup>+</sup>	1±0,7 (0-3) <sup>+</sup>	7±3 (0,5-14) <sup>+</sup>	7±8 (0,2-40,5) <sup>+</sup>

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

+ CV>33%

\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a p<0,05.

\*\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a p<0,01.



## RESULTADOS

Las presiones son mayores ( $p<0,01$ ) en talón izquierdo que en derecho, en mitad anterior (s3-s4) y mitad posterior (s1-s2), cuando se valoran ambas mitades de forma independiente, no así cuando se valora el talón globalmente (s1-s4).

**TABLA XL**  
**Impulso (Ns) por regiones plantares**

	<b>ESTÁTICA Ns</b>		<b>DINÁMICA Ns</b>	
<b>SUMA DE SENSORES</b>	<b>D</b>	<b>I</b>	<b>D</b>	<b>I</b>
<b>1-24</b>	731±167 (460-1078,5)	772±163 (550-1148)	196±53 (129-294)	194±47 (125-278,5)
<b>1-4</b>	276±97 (121-468) <sup>+</sup>	306±89,5 (152-480)	60±14 (37-84)	60±12 (40,5-82)
1 y 3	87±64,5 (10-247) <sup>+</sup>	109±48 (21-202) <sup>+</sup>	29±12,5 (2-64) <sup>+</sup>	31±11 (6-53) <sup>+</sup>
2 y 4	189,5±70 (92-363) <sup>+</sup>	197±75 (55-413) <sup>+</sup>	32±11,5 (13-60) <sup>+</sup>	29±9 (12-54)
1-2	142,5±76 (11-295,5) <sup>+</sup>	162±58 (57-246,5) <sup>+</sup>	39±10 (17,5-56)	39±8,5 (26-51)
3-4	134±41,5 (66-214)	144±43 (71-243)	21,5±7 (9,5-36)	21±6 (12,5-33,5)
<b>5-12</b>	76±46 (3-179) <sup>+</sup>	72,5±46 (7-147) <sup>+</sup>	19±11 (1-39) <sup>+</sup>	16±9 (2-36) <sup>+</sup>
<b>13-20</b>	344±137 (13-695) <sup>+</sup>	368±120 (179-636)	104±33 (57-174)	105±31 (64-173)
14 y 15	65±33,5 (1-137) <sup>+</sup>	69±32,5 (20-145) <sup>+</sup>	21±10 (3,5-43) <sup>+</sup>	20,5±9 (7-39) <sup>+</sup>
18 y 19	135±60 (7-253) <sup>+</sup>	142±51 (57-276) <sup>+</sup>	42±17,5 (21-79) <sup>+</sup>	43±14 (22-77)
13 y 17	92±59 (2,5-288) <sup>+</sup>	103±52 (21-212) <sup>+</sup>	25±13** (4-53) <sup>+</sup>	21,5±13 (2,5-54) <sup>+</sup>
14 y 18	116±49 (4,5-200,5) <sup>+</sup>	125±35 (58-200) <sup>+</sup>	36±12 (17-63,5) <sup>+</sup>	34±11 (17-57)
15 y 19	84±39 (4-141) <sup>+</sup>	86±34 (27,5-156,5) <sup>+</sup>	27±10 (13-50,5) <sup>+</sup>	29,5±8 (13-42)
16 y 20	51±45 (0-176) <sup>+</sup>	53±46 (0-199) <sup>+</sup>	16±9* (2-44) <sup>+</sup>	20±12 (4-52) <sup>+</sup>
<b>21-24</b>	26,5 ±17 (7,5-62,5) <sup>+</sup>	25 ± 17 (2-79) <sup>+</sup>	11 ± 5 (3-22)	12 ± 7 (1-30,5) <sup>+</sup>
24	9±11 (0-40) <sup>+</sup>	13±15,5 (0-70) <sup>+</sup>	5±3,5 (0,3-11,5) <sup>+</sup>	7±5 (0,1-18,5) <sup>+</sup>
23	5±4,5 (0-18) <sup>+</sup>	4±5 (0-17) <sup>+</sup>	2±2 (0-6) <sup>+</sup>	2±1,5 (0,1-6) <sup>+</sup>
23 y 24	14±13 (2-44) <sup>+</sup>	16,5±17 (0-76) <sup>+</sup>	7±4 (2-13,5) <sup>+</sup>	8,5±5,5 (1-21)
21 y 22	12±12,5 (2-60) <sup>+</sup>	8,5±6,5 (0-23) <sup>+</sup>	4±2 (0,1-9) <sup>+</sup>	3±3 (0,1-10,5)

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup> CV>33%

\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a  $p<0,05$ .

\*\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a  $p<0,01$ .

## RESULTADOS

La fuerza actúa durante más tiempo durante la marcha en cabeza del primer metatarsiano y primera metatarsofalángica de pie izquierdo (s16 y s20) ( $p<0,05$ ), y en cabeza de 5º metatarsiano y en 5ª metatarsofalángica (s13 y s17) del pie derecho ( $p<0,01$ ).

5.7.3.5. Respecto a la **localización y oscilación del CDG corporal y los CDP parciales** en bipedestación relajada, con ojos abiertos (figura 87, p.215), el desplazamiento del CDG es mayor, aproximadamente doble, en dirección anteroposterior que en dirección lateromedial ( $p<0,01$ ) (3,79 mm y 1,52 mm respectivamente), y se sitúa en todos los sujetos estudiados en un área comprendida entre ambos pies a nivel de los sensores s6-s9-s12. El CDP de ambos pies, en todos los sujetos estudiados, se localiza en el área abarcada por los sensores s8-s11. No existen diferencias significativas ( $p>0,05$ ) en el desplazamiento antero-posterior, o latero-lateral del CDP entre ambos pies, siendo aproximadamente 6 veces mayor en dirección antero-posterior ( $p<0,01$ ) (3,6mm en dirección anterior y 0,6mm en lateral en ambos).

5.7.3.6. La **PCDP durante la marcha** (Figura 89, p. 217) sigue un trayecto similar en ambos pies: talón-mediopié-antepié-dedos. Se valora la variabilidad de la PCDP entre ambos pies empleando los esquemas proporcionados por el sistema Parotec® (figura 86, p.213), en los que se mide, en cada región, la mayor distancia entre las 5 líneas de progresión correspondientes a los 5 ciclos de la marcha, y se promedia dicho parámetro entre los 32 sujetos. No existen diferencias significativas al 0.05 entre ambos pies a ningún nivel de la huella plantar (Tabla XLI).

TABLA XLI  
**Anchura de las líneas de progresión del CDP durante la marcha a partir de los cinco primeros ciclos**

Región Plantar	Pie derecho (mm) (n=32)	Pie izquierdo (mm) (n=32)
<b>Talón</b>	2,37±1,01 (0-5) <sup>+</sup>	2,1±1,13 (1-6) <sup>+</sup>
<b>Mediopié</b>	6,24±3,09 (1,3-14) <sup>+</sup>	7,22±3,19 (2-15,5) <sup>+</sup>
<b>Antepié</b>	7,18±3,1 (2,5-14,5) <sup>+</sup>	7,97±3,77 (2,5-18) <sup>+</sup>
<b>Dedos</b>	3,7±2,6 (0-9) <sup>+</sup>	3,08±2 (0-7,5) <sup>+</sup>

(Valores expresados como media ± desviación típica, mínimo-máximo)

<sup>+</sup> Coeficiente de variación > 33%

\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a  $p<0,05$ .

\*\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a  $p<0,01$ .



# RESULTADOS

**TABLA XLII**  
**Porcentaje de presión (N/cm<sup>2</sup>) soportado por las regiones plantares en estática y dinámica**

SENSOR	ESTÁTICA (% sobre N/cm <sup>2</sup> total)		DINÁMICA (% sobre N/cm <sup>2</sup> total)	
	PIE D	PIE I	PIE D	PIE I
<b>1-24</b>	49±5* (40-57)	51±5* (43-60)	50±3 (45-54,5)	50±3 (45,5-55)
<b>1-4</b>	37±11* (16-45)	39±11** (20,5-66)	31±5 (25-43,5)	31,5±3,5 (25-39)
1 y 3	11±7,5* (1-29) <sup>+</sup>	14±7 (4-28) <sup>+</sup>	15±4,5 (2-25)	16,5±3,5 (3,5-21)
2 y 4	26±9,5** (11,5-45) <sup>+</sup>	25±9,5** (8-42,5) <sup>+</sup>	16±6 (5-28) <sup>+</sup>	15±3 (8-21) <sup>+</sup>
1 y 2	18,3±5 (0,4-2) <sup>+</sup>	27,5±9** (14-50)	20±3 (14-29)	20,74±3 (13-26,5)
3 y 4	18±5** (9-30)	32±9,5** (15-50)	11±3,5 (5-19)	11±2 (7-15)
<b>5-12</b>	10±6 (0,5-29) <sup>+</sup>	7±4,5* (0,5-17,5) <sup>+</sup>	9±3,5 (1-15) <sup>+</sup>	8±3 (1,5-12) <sup>+</sup>
<b>13-20</b>	47±10 (31-66)	47±10 (28-62)	48,5±5 (37-56)	49±6 (36-59)
14 y 15	9±4 (0,6-20) <sup>+</sup>	9±4,6 (3-20) <sup>+</sup>	10±5 (2-20) <sup>+</sup>	10 5 (0,7-21) <sup>+</sup>
18 y 19	19±6* (8-30)	18±4,5 (10-27)	20±5 (13-27,5)	20±4 (11-29)
13 y 17	12±6** (1,5-26) <sup>+</sup>	13±5,5** (3-21) <sup>+</sup>	10,5±4 (2,5-19) <sup>+</sup>	9±4 (2-21) <sup>+</sup>
14 y 18	16±5 (6-27)	16±4 (9-27,5)	16±3 (9-23)	16±4 (5-23)
15 y 19	11,5±4* (3-19) <sup>+</sup>	11±4** (4-20) <sup>+</sup>	14±4 (8-26)	14,5±4 (7-26)
16 y 20	7±5 (0-21) <sup>+</sup>	6,5±5* (0-17) <sup>+</sup>	8±3 (1,5-14) <sup>+</sup>	9±4 (2,5-17) <sup>+</sup>
<b>21-24</b>	6 ± 4** (1-19) <sup>+</sup>	5 ± 2** (0,6-9) <sup>+</sup>	11 ± 5 (3-20) <sup>+</sup>	11 ± 7 (2-26) <sup>+</sup>
24	2±1,5** (0-5) <sup>+</sup>	2±2** (0-8) <sup>+</sup>	5,5±3 (1-14) <sup>+</sup>	6±4 (1-14) <sup>+</sup>
23	1,1±0,9** (0-3) <sup>+</sup>	0,7±1** (0-3) <sup>+</sup>	2±2 (0-9) <sup>+</sup>	2±2 (0-7) <sup>+</sup>
21-22	3±4 (0,4-15) <sup>+</sup>	2±2 (0-6,4) <sup>+</sup>	3±2 (0,2-7) <sup>+</sup>	3,5±4 (0,1-22) <sup>+</sup>
23-24	3±2** (0,3-7) <sup>+</sup>	3±2** (0-9) <sup>+</sup>	8±4 (3-15) <sup>+</sup>	8±5 (1-19) <sup>+</sup>

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup> CV > 33%

\*Diferencias entre estática y dinámica significativas a p<0,05.

\*\*Diferencias entre estática y dinámica significativas a p<0,01.

5.7.3.7. Comparando **el porcentaje de las presiones** recibido por cada pie **en estática y dinámica** (Tabla XLII, p. 224), la superficie plantar del pie derecho recibe mayor porcentaje de presión en dinámica ( $p<0.05$ ), y el pie izquierdo proporcionalmente mayor presión en bipedestación ( $p<0.05$ ).

El porcentaje de presión en antepié no sufre variaciones significativas entre estática y dinámica, tampoco el porcentaje de presión en mediopié (7-10% en estática, 8-9% en dinámica). Donde se observan diferencias significativas, es en talón: disminuye el porcentaje en dinámica ( $p<0.05$  para derecho y  $p<0.01$  para el izquierdo). En dedos aumenta hasta duplicarse el porcentaje de presión en dinámica: pasa de 5-6% en estática a soportar un 11% de la carga en ambos pies durante la marcha ( $p<0.01$ ), sin embargo sigue siendo, junto con mediopié, la región que menos presiones sufre.

Dentro del antepié (s13-s20), el porcentaje de presiones de la región metatarsal central varía significativamente entre estática y dinámica, en su porción más anterior (s18-s19) en pie derecho, siendo significativamente mayor ( $p<0.05$ ) en dinámica (20% en dinámica frente al 19% en estática). Las presiones sobre 5° metatarsiano (s13 y s17) son significativamente mayores ( $p<0.01$ ) en estática en ambos pies: en pie derecho pasa de soportar un 12% en estática a un 10,5% en dinámica y en el izquierdo del 13% se reducen a un 9% en estática. En la región de 2° metatarsiano (s15 y s19), ocurre lo contrario, las presiones son significativamente mayores en dinámica: en pie derecho pasan de ser del 11,5% en estática a un 14% en dinámica ( $p<0.05$ ), y en el izquierdo pasan del 11% al 14,5% ( $p<0.01$ ). En primer metatarsiano (s16 y s20) las presiones aumentan en dinámica, pero sólo de forma significativa ( $p<0.05$ ) en el pie izquierdo, pasando de soportar en estática un 6,5% a un 9% en dinámica.

Dentro del talón (s1-s4), las diferencias existentes en estática entre mitad anterior y posterior, y mitad medial y lateral, desaparecen con la marcha. La presión en estática predomina ( $p<0.01$ ) en mitad medial (25-26%), siendo el doble que en mitad lateral (11-14%). Sin embargo en dinámica se igualan ambas mitades, no existiendo diferencias significativas y sufriendo un 15-16,5% de las presiones totales. En cuando a las mitades anterior (s3-s4) y posterior (s1-s2) del talón, que tal como se mencionó, sufren en bipedestación mayores presiones en pie izquierdo ( $p<0.01$ ) (Tabla XLI, p. 223), al caminar sin embargo, desaparecen las diferencias entre ambos pies, aunque se mantienen dentro de cada talón: 11% en mitad anterior del talón de ambos pies y 20-21% en la mitad posterior ( $p<0.01$ ).

## RESULTADOS

Las presiones en ambos talones son mayores en estática que en dinámica, a expensas de mitad interna (s2 y s4) y anterior (s3 y s4). Sin embargo la región lateral de ambos talones, representada por s1 y s3, soporta unas presiones menores en estática que en dinámica, siendo significativas en pie derecho ( $p<0.05$ ). La mitad posterior del talón (s1 y s2), sólo en pie izquierdo, presenta un incremento significativo de presión en estática ( $p<0.01$ ); en pie derecho no hay diferencias.

El mediopié (s5-s12) izquierdo durante la marcha, recibe mayor porcentaje de presión que en bipedestación ( $p<0.05$ ); en el derecho no hay diferencias significativas.

En los dedos, las presiones, como ya se indicó, son mayores en dinámica para ambos pies ( $p<0.01$ ). Agrupando los sensores en los correspondientes a dedos mediales ( $1^{\circ}$ - $2^{\circ}$ ) y laterales ( $3^{\circ}$ - $5^{\circ}$ ), vemos que la presión se duplica en dinámica en ambos pies a expensas principalmente de  $1^{\circ}$ - $2^{\circ}$  dedos (s24-s23), en que prácticamente se triplica pasando de un 3% en estática a un 8% en dinámica ( $p<0.01$ ); los mayores incrementos se dan sobre todo en primer dedo, que pasa de recibir el 2% en estática al 5,5-6% en dinámica ( $p<0.01$ ), en  $2^{\circ}$  dedo se multiplica por 2-2,5. En  $3^{\circ}$ - $5^{\circ}$  dedos (s21-22) no varían las presiones significativamente.

El primer dedo de pie izquierdo recibe en estática el doble de presión que el  $2^{\circ}$  (2% frente al 0,7%), y en dinámica el triple (un 5,5-6% frente al 2%); el pie derecho en estática, recibe mayor presión en el primer dedo (2% frente a 1,1%). Estas diferencias, sin embargo, no son significativas mediante ANOVA-Tukey ( $p<0,01$ ).

5.7.3.8. En cuanto **la distribución de presiones en estática y dinámica**, predomina en antepié (47% en estática, 48,5-49% en dinámica), seguido de talón (37-39% en estática, 31-31,5% en dinámica), de mediopié y dedos. Esto es válido para ambos pies tanto en estática como en dinámica. Mediante el análisis de la varianza de un factor, y el establecimiento de rangos según la prueba *post hoc* HSD de Tuckey ( $p<0,01$ ), se obtiene el siguiente patrón de presiones, de mayor a menor, agrupando los sensores según regiones anatómicas y en función del porcentaje de presión recibido:

1° antepié

2° talón

3° mediopié y dedos, sin diferencias significativas entre ambos ( $p>0,01$ )

Para establecer la distribución de presiones por sensores, se emplea nuevamente ANOVA de un factor con HSD de Tuckey, con la presión en valor absoluto como la variable

## RESULTADOS

independiente y los 24 sensores como variables dependientes, obteniéndose en estática en pie derecho un valor  $F=37,46$  y en izquierdo  $F=49,26$ , y en dinámica un valor  $F=51,06$  en pie derecho y  $F=59,67$  en pie izquierdo, alcanzándose un valor  $p<0.000$  en ambos pies y en ambas situaciones. Se agrupan los sensores en 6 niveles de presión (Tablas XLIII-XLVI, p.227-228 y figura 92, p.239) con carácter orientativo, ya que no se ajustan exactamente a los rangos establecidos por el test de comparación por parejas, debido a que muchos sensores comparten varios rangos de significación estadística.

TABLA XLIII  
**Agrupación de sensores en función de la presión en estática (pie derecho)**

<b>Grado de presión</b>	<b>Sensores</b>	<b>Región plantar</b>
Muy baja	9, 11, 12	Arco plantar interno
Baja	6, 8 21, 22, 23, 24	Arco plantar interno Dedos
Moderada	5, 7, 10 14, 15, 16 20	Arco plantar externo Cabezas de 1º-4º MTT 1ª MTTF
Alta	1, 3 13	½ lateral del talón cabeza del 5º MTT
Muy alta	17, 18, 19	2ª-5ª MTTF
Extrema	2, 4	½ medial del talón

TABLA XLIV  
**Agrupación de sensores en función de la presión en estática (pie izquierdo)**

<b>Grado de presión</b>	<b>Sensores</b>	<b>Región plantar</b>
Muy baja	9, 12	Arco plantar interno
Baja	6, 8, 11 21, 22, 23	Arco plantar interno Dedos
Moderada	5, 7, 10 15, 16 20 24	Arco plantar externo Cabezas de 1º-2º MTT 1ª MTTF 1ª dedo
Alta	1, 3 13,14 17	½ lateral del talón cabezas del 3º-5º MTT 5ª MTTF
Muy alta	18, 19	2ª-4ª MTTF
Extrema	2, 4	½ medial del talón

## RESULTADOS

TABLA XLV

**Agrupación de sensores en función de la presión en dinámica (pie derecho)**

<b>Grado de presión</b>	<b>Sensores</b>	<b>Región plantar</b>
Muy baja	9, 12	Arco plantar interno
Baja	6, 8, 11 5, 7 21, 22, 23	Arco plantar interno Arco plantar externo (2/3 proximales) 2°-4° dedos
Moderada	10	Arco plantar externo (1/3 distal)
Alta	4 15, 16 17, 20 24	¼ anterointerno del talón Cabezas 1° y 2° MTT 5ª y 1ª MTTF primer dedo
Muy alta	3 13, 14	¼ anteroexterno del talón Cabezas 3°-5° MTT
Extrema	1, 2 18, 19	½ posterior del talón 2ª-4ª MTTF

TABLA XLVI

**Agrupación de sensores en función de la presión en dinámica (pie izquierdo)**

<b>Grado de presión</b>	<b>Sensores</b>	<b>Región plantar</b>
Muy baja	6, 9, 12	Arco plantar interno
Baja	8, 11 21	Arco plantar interno 4°-5° dedos
Moderada	5, 7, 10 22, 23	Arco plantar externo 2°-4° dedos
Alta	4 13, 15, 16 17	¼ anterointerno del talón Cabezas 1°, 2° y 5° MTTs 5ª MTTF
Muy alta	3 14 20 24	¼ anteroexterno del talón Cabezas 3°-4° MTTs 1ª MTTF primer dedo
Extrema	1, 2 18, 19	½ posterior del talón 2ª-4ª MTTF

Mediante el establecimiento de estos rangos de presión ( $p < 0,01$ ) en ambos pies tendríamos:

TALÓN:

- En estática la relación sería  $s_2=s_4 > s_1=s_3$ , predominio de la presión en mitad medial de talón.
- En dinámica  $s_1=s_2 > s_3 > s_4$ , predominio de la presión en mitad posterior.

## RESULTADOS

### MEDIOPIÉ:

- En estática la presión se distribuiría:  $s5=s6=s7=s8=s9=s10=s11=s12$ ; no obstante, se recogen mayores presiones en arco externo, siendo prácticamente nulas en arco interno, aunque la diferencia no sea significativa.
- En dinámica:  $s5=s6=s7=s8=s9=s11=s12 \leq 10$ , arco interno y externo aparecen como zonas que apenas se ven sometidas a presiones, salvo la zona más distal del arco externo correspondiente a  $s10$  (aproximadamente 1/3 distal de 5° metatarsiano), que recibe presiones significativamente mayores que  $s9$  y  $s12$  en pie derecho y que  $s6$ ,  $s9$ ,  $s12$  en pie izquierdo.

### ANTEPIÉ:

- En estática: en pie derecho  $s18=s19 > s17=s20$  y  $s13=s14=s15=s16$ ; en pie izquierdo  $s18=s19 > s17=s20$ , pero  $s13=s14=s15 > s16$ . Las articulaciones metatarsofalángicas de 2°-4° radios constituyen una zona de alta presión, sólo superada por mitad medial del talón. Le sigue 5ª metatarsofalángica. Las cabezas de 2°-4° metatarsianos reciben menos carga, junto con el primer metatarsiano, cuya cabeza metatarsiana recibe menos carga que el resto, siendo la diferencia estadísticamente significativa sólo en pie izquierdo.
- En dinámica:  $s18=s19 > s17=s20$ ;  $s13=s14=s15=s16$ . En dinámica la carga se concentra en articulaciones de 2°-4° metatarsofalángicas, que son zonas de presión extrema. Las articulaciones metatarsofalángicas de 1° y 5° radios reciben presiones semejantes, siendo zonas de alta o muy alta presión. En pie izquierdo es mayor, aunque no significativamente, la carga recibida por primera metatarsofalángica. Las cabezas metatarsianas reciben presiones semejantes, en 3°-5° metatarsiano de pie derecho, y 3°-4° del izquierdo; son mayores que en el resto, aunque no significativamente. Las cabezas metatarsianas, y las articulaciones metatarsofalángicas 1ª y 5ª se sitúan en el mismo rango de presión en ambos pies. Por lo tanto en dinámica la carga disminuye en 5ª metatarsofalángica, aunque no en cabeza de 5° metatarsiano, y aumenta en 1ª metatarsofalángica. Las articulaciones metatarsianas centrales siguen siendo zonas de carga alta-extrema.

### DEDOS:

- En estática todos los dedos son zonas de baja presión:  $s24=s23=s22=s21$ . En pie izquierdo, aunque las diferencias no llegan a ser estadísticamente significativas, el 1° dedo recibe mayor presión que el resto.

- En dinámica:  $s_{24} > s_{21}=s_{22}=s_{23}$ , por lo tanto hay una tendencia al incremento de la carga medial, siendo primer dedo una zona de alta/muy alta presión.

5.7.3.9. Comparando **el porcentaje del impulso** recibido por cada región entre estática y dinámica (Tabla XLVII, p. 231), el pie derecho recibe mayor porcentaje del impulso total en dinámica, y el izquierdo proporcionalmente mayor en estática, aunque en este caso, las diferencias no son significativas.

El porcentaje de impulso en mediopié no sufre variaciones significativas entre estática y dinámica (9-10,4% en estática, 8-9% en dinámica). En talón sí se observan diferencias significativas ( $p<0.01$ ), disminuyendo el impulso durante la marcha un 6% en el pie derecho y un 8% el izquierdo. En antepié aumenta un 7% durante la marcha ( $p<0.05$  en derecho y  $p<0.01$  en izquierdo). En dedos se produce un incremento significativo del porcentaje de impulso ( $p<0.01$ ) en ambos pies, llegando en el izquierdo a duplicarse: pasa de un 3-4% en estática a soportar un 6% del impulso total durante la marcha.

Dentro del antepié (s13-s20), el impulso en la región metatarsal central varía significativamente entre estática y dinámica en su porción más anterior (s18-s19) ( $p<0.05$  para pie derecho y  $p<0.01$  para izquierdo): 21-22% en dinámica frente al 18% en estática. En cabezas de 2°-4° metatarsianos (s14-s15) el porcentaje de impulso es también mayor en dinámica: 11% frente a 9% en estática ( $p<0.01$  en pie derecho y  $p<0.05$  en izquierdo). Bajo 3°-4° metatarsianos (s14 y s18) aumenta el impulso en dinámica, siendo el incremento en pie derecho del 2% ( $p<0.05$ ). En la región de 2° metatarsiano (s15 y s19) en pie izquierdo el impulso es mayor en dinámica: 15,5% frente al 11% en estática ( $p<0.01$ ). Bajo primer metatarsiano (s16 y s20), también en pie izquierdo el impulso aumenta en dinámica un 3,5% ( $p<0.01$ ).

El talón, en su mitad anterior (s3-s4), durante la bipedestación, presenta un porcentaje de impulso mayor que durante la marcha ( $p<0.01$ ): 19% en estática frente al 11% en dinámica. En su mitad interna (s2 y s4), la diferencia también es significativa en ambos pies ( $p<0,01$ ): 26-27% del impulso total en estática y un 15-17% en dinámica. En la mitad lateral del talón (s1 y s3), aunque el porcentaje de impulso es mayor en ambos pies durante la marcha, sólo en el derecho la variación es significativa, incrementando un 4% ( $p<0.05$ ). En mitad posterior de ambos talones (s1-s2), no existe diferencia entre estática y dinámica.

# RESULTADOS

TABLA XLVII

**Porcentaje de impulso (Ns) soportado por las regiones plantares en estática y dinámica**

SENSOR	ESTÁTICA (% sobre Ns total)		DINÁMICA (% sobre Ns total)	
	PIE D	PIE I	PIE D	PIE I
1-24	48,5±5 (40-57)	51,5±5 (43-60)	50±3 (42-56)	50±3 (44-58)
1-4	38±10** (16-61)	40±12** (21-67)	32±7 (24-50)	32±6 (18-42,5)
1 y 3	11±8* (1-29) <sup>+</sup>	14±6,5 (4-28,5) <sup>+</sup>	15±5 (1-27) <sup>+</sup>	16±5 (2-22)
2 y 4	27±10** (12-46) <sup>+</sup>	26±10** (8-44) <sup>+</sup>	17±7 (5-34) <sup>+</sup>	15±4 (8-26) <sup>+</sup>
1-2	19±9 (2-39) <sup>+</sup>	21,5±8 (8-38,5) <sup>+</sup>	20±5 (11-34)	20,5±5 (10-30)
3-4	19±6** (9,5-32)	19±5** (10,5-30)	11±4 (5-22) <sup>+</sup>	11±2 (8-17)
5-12	10,4±6,6 (0,5-31) <sup>+</sup>	9±6 (1-22) <sup>+</sup>	9±4 (1-15) <sup>+</sup>	8±4 (2-15) <sup>+</sup>
13-20	46±13* (2,5-67)	47±9,5** (28-63)	53±5,5 (40-62)	54±5 (45-62)
14-15	9± 4,5** (0,1-20) <sup>+</sup>	9±4* (3-20,5) <sup>+</sup>	11±5 (2-22) <sup>+</sup>	11±5 (4-21) <sup>+</sup>
18-19	18±7* (1-30) <sup>+</sup>	18±5** (10-27)	21±5 (13-29)	22±4 (14-29)
13 y 17	12,5±7 (0,5-27) <sup>+</sup>	13±5,5* (3-22) <sup>+</sup>	12,5±5 (3-23) <sup>+</sup>	11±5 (2-22) <sup>+</sup>
14 y 18	16±6* (1-28) <sup>+</sup>	16±4 (9-24,5)	18±3,5 (11,5-24)	17,5±3,5 (12-23)
15 y 19	11±5 (1-19) <sup>+</sup>	11±4** (4-20) <sup>+</sup>	14±4 (5,5-26,5)	15,5±3,5 (8-27)
16 y 20	6,5±5 (0-21) <sup>+</sup>	6,5±5** (0-17) <sup>+</sup>	8±3 (1-15) <sup>+</sup>	10±4,5 (2-19) <sup>+</sup>
21-24	4±2** (1-1) <sup>+</sup>	3±2** (0,4-7) <sup>+</sup>	6±2 (2-11) <sup>+</sup>	6±4 (1-15) <sup>+</sup>
21-22	2±2 (0,3-10) <sup>+</sup>	1±1* (0-4) <sup>+</sup>	2±1 (0-5) <sup>+</sup>	2±1 (0-5) <sup>+</sup>
23-24	2±1** (0,2-5) <sup>+</sup>	2±2** (0-7) <sup>+</sup>	4±2 (1-7) <sup>+</sup>	4±3 (1-10) <sup>+</sup>
24	1±1** (0-4) <sup>+</sup>	1,5±1,5** (0-6) <sup>+</sup>	3± 2 (0,2-6) <sup>+</sup>	3,5±2,5 (0,1-8) <sup>+</sup>
23	0,7±0,6* (0-2) <sup>+</sup>	0,5±0,5* (0-2) <sup>+</sup>	1±1 (0-4) <sup>+</sup>	1±1 (0,1-3) <sup>+</sup>

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

<sup>+</sup> CV > 33%

\*Diferencias entre estática y dinámica significativas a p<0,05.

\*\*Diferencias entre estática y dinámica significativas a p<0,01.



## RESULTADOS

En mediopié (s5-s12) no existen diferencias significativas en el impulso sufrido en estática y dinámica en ambos pies.

Los dedos (s21-s24) son la región del pie que menos impulso recibe. En valor absoluto es mayor en estática, pero en porcentual tiende a ser mayor en dinámica. El impulso en valor absoluto es mayor en estática para 1°-4° dedos (s22, s23 y s24) de pie izquierdo al 0.05, y para 5° dedo (s21) izquierdo y 2° dedo (s23) derecho al 0.01; para 3°-4° (s22) y 1° (s24) dedos derechos no hay diferencias significativas entre estática y dinámica. Agrupando los sensores en los correspondientes a 1°- 2° dedos (s23-24), y 3°-5° dedos (s21-22), al analizar el porcentaje de impulso (Tabla XLVIII, p. 231), éste es mayor en dinámica, a expensas de 1°-2° dedos; en pie izquierdo llega a duplicarse, pasando del 3-4% en bipedestación, al 6% en dinámica ( $p<0.01$ ). En 3°-5° dedos no varía en pie derecho, y en izquierdo pasan de recibir un 1% a un 2% ( $p<0.05$ ). El incremento de impulso es más marcado en primer dedo (s24): en ambos pies pasa de un 2% a un 4% ( $p<0.01$ ). En 2° dedo (s23), aún habiendo un incremento del impulso en dinámica, es menos marcado: en pie derecho pasa de un 0,7% a un 1% y en izquierdo pasa de un 0,5% a un 1% ( $p<0.05$ ).

5.7.3.10. En cuanto a **la distribución del impulso en estática y dinámica**, predomina en antepié (46-47% en estática, 53-54% en dinámica), seguido de talón (38-40% en estática, 32% en dinámica). Mediotipé y dedos presentan impulsos semejantes. Sin embargo al realizar ANOVA de un factor con HSD de Tuckey, estableciendo el nivel de significación en  $p<0,01$ , agrupando los sensores según regiones anatómicas, se observa que el patrón de impulso difiere entre estática y dinámica (Tabla XLVIII): en estática el impulso que sufren talón y antepié es semejante, sin embargo en dinámica predomina en antepié, seguido de talón. Tanto en bipedestación como durante la marcha, mediotipé y dedos sufren el menor impulso, siendo semejante en ambas regiones.

TABLA XLVIII  
Clasificación de las regiones plantares en función del impulso

Región plantar	Estática (Ns)		Dinámica (Ns)	
	derecha	izquierda	derecha	izquierda
antepié	1°	1°	1°	1°
talón			2°	2°
mediopié y dedos	2°	2°	3°	3°

## RESULTADOS

Para establecer la distribución del impulso por sensores, se emplea ANOVA de un factor con HSD de Tukey, con el impulso como variable independiente y los 24 sensores como variables dependientes, obteniendo en estática un valor de  $F=34,49$  en pie derecho y  $F=48,75$  en pie izquierdo, y en dinámica  $F=39,91$  en pie derecho y  $F=52,37$  en izquierdo, alcanzándose un valor de  $p<0,000$ . Se agrupan los sensores en 6 niveles de impulso (Tablas XLIX-LII, p. 233-234, y figura 92, p. 239) con carácter orientativo, ya que, como ocurría con la presión, estos grupos no se ajustan exactamente a los rangos establecidos por el test de comparación por parejas HDS de Tukey, debido a que muchos sensores comparten varios rangos de significación estadística.

TABLA XLIX  
**Agrupación de sensores en función del impulso en estática (pie derecho)**

<b>Grado de impulso</b>	<b>Sensores</b>	<b>Región plantar</b>
Muy bajo	9, 11, 12 22, 23	Arco plantar interno 2º-4º dedos
Bajo	6, 8 21, 24	Arco plantar interno 1º y 5º dedos
Moderado	5, 7, 10 15, 16 20	Arco plantar externo Cabezas de 1º-2º MTT 1ª MTTF
Alto	1, 3 13, 14	½ lateral del talón cabeza del 3º-5º MTT
Muy alto	17, 18, 19	2ª-5ª MTTF
Extremo	2, 4	½ medial del talón

TABLA L  
**Agrupación de sensores en función del impulso en estática (pie izquierdo)**

<b>Grado de impulso</b>	<b>Sensores</b>	<b>Región plantar</b>
Muy bajo	9, 12	Arco plantar interno
Bajo	6, 8, 11 21, 22, 23	Arco plantar interno Dedos
Moderado	5, 7, 10 15, 16 20 24	Arco plantar externo Cabezas de 1º-2º MTT 1ª MTTF 1ª dedo
Alto	1, 3 13, 14 17	½ lateral del talón cabezas del 3º-5º MTT 5ª MTTF
Muy alto	19	2ª MTTF
Extremo	2, 4 18	½ medial del talón 3ª-4ª MTTF

## RESULTADOS

TABLA LI  
**Agrupación de sensores en función del impulso en dinámica (pie derecho)**

<b>Grado de impulso</b>	<b>Sensores</b>	<b>Región plantar</b>
Muy bajo	9, 12	Arco plantar interno
Bajo	6, 8, 11 21, 22, 23	Arco plantar interno 2°-4° dedos
Moderado	5, 7 10 15, 16 24	Arco externo (2/3 proximales) Arco externo (1/3 distal) Cabezas de 1°-2° MTTs Primer dedo
Alto	3, 4 17, 20	½ anterior de talón 5ª y 1ª MTTF
Muy alto	13, 14	Cabezas 3°-5° MTT
Extremo	1, 2 18, 19	½ posterior del talón 2ª-4ª MTTF

TABLA LII  
**Agrupación de sensores en función del impulso en dinámica (pie izquierdo)**

<b>Grado de impulso</b>	<b>Sensores</b>	<b>Región plantar</b>
Muy bajo	6, 8, 9, 12 21	Arco plantar interno 4°-5° dedos
Bajo	11 5, 7 22, 23	Arco plantar interno Arco externo (2/3 posteriores) 2°-4° dedos
Moderado	10 24	Arco externo (1/3 anterior) 2°-4° dedos
Alto	4 15, 16 17	¼ anterointerno del talón Cabezas 1° y 2° MTTs 5ª MTTF
Muy alto	3 13, 14 20	¼ anteroexterno del talón Cabezas 3°-4° MTTs 1ª MTTF
Extremo	1, 2 18, 19	½ posterior del talón 2ª-4ª MTTF

Mediante el establecimiento de rangos de impulso ( $p < 0,01$ ) en ambos pies tendríamos:

TALÓN:

- En estática la relación sería  $s_2=s_4 > s_1=s_3$ , predominio del impulso en mitad medial de talón.
- En dinámica  $s_1=s_2 > s_3=s_4$ . El mayor impulso se registra en ¼ posteroexterno, y el menor en ¼ anterointerno.

MEDIOPIÉ:

- En estática el impulso se distribuiría, en pie  $s5=s6=s7=s8=s9=s10=s11=s12$ , y en pie izquierdo  $s5=s6=s7=s8=s9=s11=s12 \leq s10$ . Se recogen los mayores impulsos en arco plantar externo, siendo prácticamente nulo en arco plantar interno. La diferencia es significativa sólo en pie izquierdo, en el que el impulso en  $s10$  es mayor que el impulso en  $s9$  y  $s12$ .
- En dinámica, en pie derecho  $s5=s6=s7=s8=s9=s11=s12 \leq s10$  y en pie izquierdo  $s5=s6=s7=s8=s9=s11=s12=s10$ , arco plantar interno y externo aparecen como zonas que apenas se ven sometidas a fuerzas en el tiempo, salvo la zona más distal del arco externo correspondiente a  $s10$  (aproximadamente 1/3 distal de 5° metatarsiano), que recibe un impulso significativamente mayor que  $s9$  y  $s12$  en pie derecho, y mayor que  $s6$ ,  $s9$ ,  $s12$  en pie izquierdo, aunque no de forma significativa.

ANTEPIÉ:

- En estática, para ambos pies,  $s18 \geq s19=s17=s20$  y  $s13=s14=s15=s16$ . La primera metatarsofalángica, representada por  $s20$ , es la que menor impulso recibe, aunque las diferencias no son significativas con  $s17$  y  $s19$ , tampoco presenta diferencias significativas con  $s13-s16$  equiparándose el impulso recibido, por lo tanto, al de cabezas metatarsianas;  $s18$  representa una zona de impulso extremo, siendo significativas las diferencias con  $s17$  y  $s20$ . En cabezas metatarsianas el impulso es mayor de fuera a dentro, de 5° a 1° metatarsiano, aunque las diferencias no sean significativas.

Las articulaciones metatarsofalángicas de 2°-5° radios constituyen una zona de alto impulso (sólo superada por mitad medial del talón), siendo máximo alrededor de 3° metatarsiano. Las cabezas metatarsianas reciben menos impulso que las correspondientes articulaciones metatarsofalángicas, salvo para 5° metatarsiano y su articulación metatarsofalángica, que sufren un impulso equiparable.

- En dinámica:  $s18=s19 > s17=s20$ ; en derecho  $s13 \geq s14=s15=s16$  y en izquierdo  $s13=s14=s15=s16$ . En dinámica la fuerza se concentra por más tiempo en articulaciones de 2°-4° metatarsianos que aparecen como zonas de impulso extremo. Las articulaciones metatarsofalángicas 1ª y 5ª reciben impulsos semejantes; en 1ª metatarsofalángica es menor, aunque no significativamente. Las cabezas metatarsianas reciben menor impulso que las articulaciones metatarsofalángicas, la correspondiente a 5° metatarsiano de pie

derecho, recibe significativamente más que la de primer metatarsiano. Por lo tanto en dinámica el impulso aumenta sobre cabeza de 5º metatarsiano en pie derecho, y sobre cabezas de 2º-4º metatarsianos en izquierdo, aunque sin significación estadística. No aumenta sobre la 5ª metatarsofalángica, ni sobre 1ª metatarsofalángica. Las articulaciones metatarsianas centrales siguen siendo zonas de carga extrema.

#### DEDOS:

- En estática todos los dedos, en ambos pies, son zonas de bajo impulso:  $s_{24}=s_{23}=s_{22}=s_{21}$ . Aunque las diferencias no llegan a ser estadísticamente significativas, el 1º dedo recibe mayor presión que el resto.
- En dinámica: en pie derecho  $s_{24}=s_{21}=s_{22}=s_{23}$ , y en izquierdo  $s_{24}\geq s_{21}=s_{22}=s_{23}$ . El mayor impulso recae sobre primer dedo, aunque las diferencias sólo son significativas en pie izquierdo, y únicamente respecto a 5º dedo.

5.7.3.11. Al analizar la **distribución de la fuerza en relación a la superficie plantar y al tiempo durante el que actúa** en las distintas regiones del pie, tanto en estática como en dinámica, no siempre coinciden las mayores presiones con los mayores impulsos, de hecho puede ser proporcionalmente mayor la presión o el impulso. En la Tabla LIII (p. 238) se recogen las diferencias entre el porcentaje de presión e impulso recibido por cada región plantar.

En ambos pies, tanto en estática como en dinámica la fuerza recibida produce iguales porcentajes de presiones e impulsos, no existiendo diferencias significativas entre pie derecho y pie izquierdo.

Por regiones plantares surgen las diferencias, así en talón (s1-s4) en estática el impulso es un 1% mayor que la presión ( $p<0.01$  en pie derecho y  $p<0.05$  en izquierdo), es decir, para un misma presión la fuerza actúa proporcionalmente durante más tiempo. Dentro del talón, así como el derecho mantiene la tendencia general, predominando el impulso a expensas de su mitad interna en que es un 1% superior ( $p<0.01$ ), en la mitad externa no hay diferencias. Sin embargo el talón izquierdo no presenta diferencias en ambas mitades en sentido sagital, pero dividido frontalmente, la fuerza da lugar a presiones superiores al impulso: un 13% mayores en su mitad anterior ( $p<0.01$ ) y un 6% en la posterior ( $p<0.01$ ). En dinámica la presión y el impulso se igualan porcentualmente en ambos pies.

## RESULTADOS

En mediopié (s5-s12) predomina el impulso sobre la presión en ambos pies en estática: un 0.4% en derecho ( $p<0.01$ ) y un 2% en izquierdo ( $p<0.01$ ). No existen diferencias en dinámica para ambos pies.

En antepié, presión e impulso son similares en estática en ambos pies, aún en sus diversas regiones metatarsianas. Sin embargo, en dinámica predomina el impulso siendo un 5% ( $p<0.01$ ) superior en ambos pies. En la zona coincidente con 2°-4° metatarsianos (s14-s15) el impulso es un 1% mayor ( $p<0.01$ ) que la presión en ambos pies, y en 2ª-4ª articulaciones metatarsofalángicas (s18-s19), el tiempo de actuación de la fuerza es un 2% mayor en el pie izquierdo ( $p<0.01$ ), mientras que en pie derecho no hay diferencias en el porcentaje de impulso y presión.

En dinámica, en 5° metatarsiano (s13 y s17), y 3°-4° metatarsianos (s14 y s18) el impulso es un 2% mayor que la presión ( $p<0.01$ ) en ambos pies. En 2° metatarsiano (s15 y s19) y primer metatarsiano (s16 y s20) en pie derecho el porcentaje de presión e impulso es similar; en izquierdo predomina el impulso ( $p<0,05$ ).

Los dedos sufren mayor presión que impulso, tanto en estática como en dinámica ( $p<0.01$ , salvo pie derecho en dinámica en que  $p<0.05$ ), lo cual indicaría que la carga es soportada proporcionalmente poco tiempo en esta región, aunque es mucha la recibida por unidad de superficie.

5.7.3.12. En cuanto a **la dispersión de resultados** ( $CV>33\%$ ), es habitual tanto para  $N/cm^2$  como para Ns, en estática y en dinámica, en valor absoluto y porcentual, es decir hay una gran variabilidad individual en la distribución de las presiones plantares y el tiempo durante el que las fuerzas actúan. En general es mayor la dispersión en estática que en dinámica, en pie derecho que en izquierdo, y en impulso que en presiones.

La distribución de la fuerza total en ambos pies (sensores 1-24) es homogénea en  $N/cm^2$  y Ns. También la presión e impulso para ambos pies en estática y dinámica en región lateral de ambos talones (s1-s3) y metatarsianos centrales (s14-s19), talón completo (s1-s4), salvo en pie derecho para  $N/cm^2$  y Ns, y antepié (s13-s20), salvo en el pie derecho el impulso.

Las zonas que muestran mayor dispersión de resultados son: arco plantar (s5-s12), región de dedos completa (s21-s24) y subdividida en 2°-3° dedos (s21-s22) y 1° y 2° dedos (s23-s24).

TABLA LIII

Porcentaje de presión (N/cm<sup>2</sup>) frente a porcentaje de impulso (Ns) por regiones

SENSOR	ESTÁTICA				DINÁMICA			
	PIE DERECHO		PIE IZQUIERDO		PIE DERECHO		PIE IZQUIERDO	
	% N/cm <sup>2</sup>	% Ns	% N/cm <sup>2</sup>	% Ns	% N/cm <sup>2</sup>	% Ns	% N/cm <sup>2</sup>	% Ns
<b>1-24</b>	49±5	48,5±5	51±5	51,5±5	50±3	50±3	50±3	50±3
<b>1-4</b>	37±11**	38±10	39±11*	40±12	31±5	32±7	31,5±3,5	32±6
1 y 3	11±7,5	11±7,7	14±7	14±6,5	15±4,5	15±5	16,5±3,5	16±5
2 y 4	26±9,5**	27±10	25±9,5	26±10	16±6	17±7	13±3	15±4
1 y 2	18,3±5**	19±9	27,5±9**	21,5±8	20±3	20±5	21±3	20,5±5
3 y 4	18±5**	19±6	32±9,5**	19±5	11±3,5	11±4	11±2	11±2
<b>5-12</b>	10±6**	10,4±6,6	7±4,5**	9±6	9±3,5	9±4	8±3	8±4
<b>13-20</b>	47±10	46±13	47±10	47±9,5	48,5±5**	53±5,5	49±6**	54±5
14-15	9±4	9±4,5	9±4,6	9±4	10±5**	11±5	10±5*	11±5
18-19	19±6	18±7	18±4,5	18±5	20±5	21±5	20±4**	22±4
13 y 17	12±6	12,5±7	13±5,5	13±5,5	10,5±4**	12,5±5	9±4**	11±5
14 y 18	16±5	16±6	16±4	16±4	16±3**	18±3,5	16±4**	17,5±3,5
15 y 19	11,5±4	11±5	11±4	11±4	14±4	14±4	14,5±4**	15,5±3,5
16 y 20	7±5	6,5±5	6,5±5	6,5±5	8±3	8±3	9±4*	10±4,5
<b>21-24</b>	6±4**	4±2	5±2**	3±2	11±5**	6±2	11±7**	6±4
21-22	3±4*	2±2	2±2**	1±1	3±2**	2±1	3,5±4*	2±1
23-24	3±2**	2±1	3±2	2±2	8±4**	4±2	8±5**	4±3
24	2±1,5**	1±1	2±2**	1,5±1,5	5,5±3**	3±2	6±4**	3,5±2,5
23	1±1**	0,7±0,6	1±1**	0,5±0,5	2±2**	1±1	2±2**	1±1

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

\*Diferencias entre porcentaje de carga (N/cm<sup>2</sup>) y porcentaje de impulso (Ns) significativas a p<0,05.

\*\*Diferencias entre porcentaje de carga (N/cm<sup>2</sup>) y porcentaje de impulso (Ns) significativas a p<0,01.

Mayor el porcentaje de presión que el de impulso.

Mayor el porcentaje de impulso que el de presión.

El test *t*-Student de dos colas se realiza en ambos pies por separado, en estática y dinámica también por separado, es decir se compara el % de carga en pie derecho en estática frente al % de impulso medido simultáneamente en el mismo pie también en estática. Lo mismo para pie izquierdo, y para ambos pies en dinámica.

5.7.3.13. El estudio de **las fases de la marcha** que realiza el sistema Parotec® se limita a la fase de apoyo, no recogiendo información sobre la fase de oscilación.

En los gráficos obtenidos a partir de los 5 primeros ciclos de la marcha (figura 86, p.213), pueden observarse las subfases de la fase de apoyo de la marcha. Aparecen representadas mediante un diagrama de barras, en el cual se indica el porcentaje que cada una de ellas supone del total de la fase de apoyo en cada pie. Mediante un triángulo se indica el momento en que se producen las mayores presiones en cada fase.

# ZONAS PLANTARES QUE RECIBEN MAYORES PRESIONES E IMPULSOS

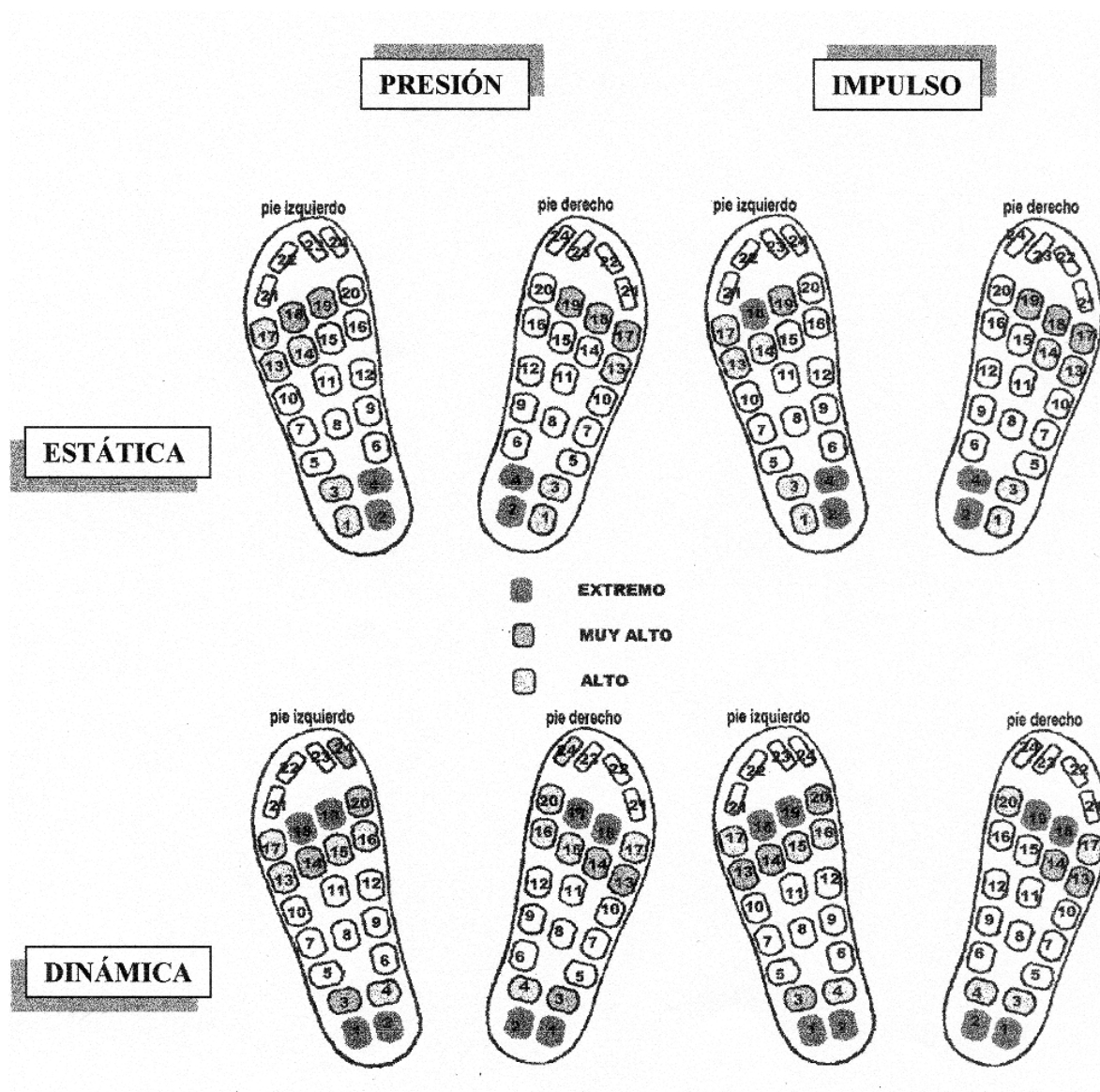


Figura 92

La gradación de presiones e impulsos se basa en ANOVA de un factor, y el establecimiento de rangos según la prueba *post hoc* HSD de Tuckey ( $p < 0,01$ ) (Tablas XLIV-XLVII y L-LIII, p.227-235). Los sensores que aparecen en blanco corresponden a zonas de moderada a muy baja carga.



## RESULTADOS

El sistema Parotec® establece las siguientes etapas de la fase de apoyo:

- Flexión o inicio: estimulación de sensores s1-s6, correspondientes al talón. Sería equiparable al choque del talón y el apoyo completo del mismo.
- Apoyo o impulso: estimulación de sensores s7-s20, correspondientes a mediopié y antepié. Sería la fase de choque o apoyo metatarsal.
- Extensión o apoyo: estimulación de sensores s21-s24, correspondientes a dedos. Sería la fase de contacto de los dedos.
- Segmentación: se correspondería con el doble apoyo, y se representa a continuación de la fase de contacto de los dedos. Dentro de la segmentación se da, no sólo el doble apoyo, sino también la fase de despegue de los dedos.

El color denso hace referencia al porcentaje correspondiente a cada subfase, y el punteado al solapamiento con la subfase siguiente. En gráfica aparte (figura 86, p. 213) aparecen el tiempo real de contacto con el suelo para cada pie en cada subfase de la marcha, en ms y en valor porcentual, el tiempo real de contacto con el suelo de cada pie en ms, y los valores medios de segmentación, en ms y en porcentaje.

En la Tabla LIV (p. 241) aparecen los tiempos de las subfases de la fase de apoyo de la marcha en el grupo, en valor absoluto y porcentual, utilizando la nomenclatura clásica de las fases de la marcha.

El tiempo de contacto refleja la duración de la fase de apoyo de la marcha para cada pie en ms y se corresponde con el 100% de la duración de dicha fase: desde el inicio del choque de talón hasta final del doble apoyo, cuando los dedos del pie testado pierden contacto con el suelo.

En la Tabla LIV (p. 241) no aparece reflejado el solapamiento de una etapa con la siguiente, aunque, puedan estar siendo estimulados los sensores de la etapa anterior. Por ejemplo, durante la fase del despegue de los dedos, pueden estar recibiendo carga también antepié y mediopié, cuyos tiempos de contacto se incluyen en la fase de contacto total, incluso puede estar recibiendo carga el talón del mismo pie, lo que se correspondería con la fase de choque y apoyo del talón. Esto quiere decir que durante la subfase de choque de talón sólo están siendo estimulados los sensores del talón, pero durante las demás subfases, el patrón de apoyo es variado: en algunos sujetos no hay solapamiento de las distintas subfases, mientras en otros el apoyo de talón llega hasta fase de segmentación.

TABLA LIV  
Duración media de las etapas de la fase de apoyo de la marcha

FASE DE APOYO DE LA MARCHA	Pie derecho (n=32)		Pie izquierdo (n=32)	
	Duración (ms)	% sobre la fase de apoyo	Duración (ms)	% sobre la fase de apoyo
<b>Choque y apoyo del talón</b>	51,58±21,74* (0-86) <sup>+</sup>	6,3±2,6** (0-10,9) <sup>+</sup>	58±18,19 (28-110)	7,4±2,1 (3,3-12,7)
<b>Choque y apoyo del antepié</b>	407,16±115,83 (176-650) <sup>+</sup>	50,8±14,9 (18,6-80,3)	383,16±101,3 (220-554)	48,9±13,2 (29,2-78,5)
<b>Contacto de los dedos</b>	245,33±137,42 (40-630) <sup>+</sup>	29,9±14,4 (5,8-65,9) <sup>+</sup>	200,08±100,48 (0-354) <sup>+</sup>	25,3±12,5 (0-45,9) <sup>+</sup>
<b>Doble apoyo</b>	104,66±24,44** (60-170)	12,8±2 (8,2-16,2)	146,08±40,79 (102-310)	18,3±3,3 (14,9-32,2)
<b>Tiempo de contacto</b>	812,91±117,45 (654-1180)	100	787,33±82 (666-982)	100

(Valores expresados como media ± desviación típica, mínimo-máximo)

+ Coeficiente de variación > 33%

\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a  $p<0,05$ .

\*\*Diferencias entre pie derecho e izquierdo significativas a  $p<0,01$ .

Las diferencias significativas entre ambos pies, mediante *t*-Student de dos colas, aparecen en choque y apoyo del talón, que es mayor en pie izquierdo en valor absoluto ( $p<0,05$ ) y porcentual ( $p<0,01$ ), y en la fase de doble apoyo que dura más en pie izquierdo ( $p<0,01$ ).

Si calculamos el tiempo de contacto total de ambos pies: choque de talón-inicio de fase de oscilación en pie derecho + choque de talón-inicio de fase de oscilación pie izquierdo, obtenemos una duración total de 1600,25±183,62 (1320-2130) ms, correspondiendo al pie derecho un 50,69±2,3 (46,3-57,4) % del tiempo de contacto total y al izquierdo un 49,3±2,3 (42,5-53,7) %, no siendo sin embargo, significativas las diferencias entre ambos pies ni en valor absoluto, ni en porcentual (Tabla LIV).

Respecto al solapamiento en el apoyo de las distintas zonas plantares, según los datos obtenidos de los gráficos aportados por el sistema Parotec®:

- El 78,1% de los pies (derechos e izquierdos), un total de 25 pies, apoya dedos cuando aún está apoyado el talón. En el 21,9% (7 pies derechos e izquierdos), cuando se inicia la carga sobre dedos, ya ha despegado talón.
- En el 37,5% de los pies derechos (12 pies) y en el 25% de los izquierdos (8 pies) el antepié está apoyado cuando se inicia el despegue de los dedos.

- En el 62,5% (20) de los pies derechos y en el 75% (24) de los pies izquierdos, cuando despegan los dedos (final de la fase de doble apoyo) el antepié ya no apoya en el suelo, en el resto de los pies, 37,5% derechos y 25% izquierdos, el antepié carga peso hasta el final de la fase de doble apoyo, de modo que el despegue de antepié y dedos es simultáneo.
- El 65,6% de los bailarines (21 sujetos), presenta un comportamiento similar de ambos pies respecto al desarrollo de la fase de apoyo de la marcha, mientras que en el 34,4% (11 sujetos), existen diferencias entre ambos pies.

Según los gráficos de progresión del CDP en dinámica proporcionados por el sistema Parotec® (figura 86, p.213), el despegue de los dedos se produce, en pie derecho en el 50% de los sujetos a través de 2º dedo (s23), en el 25% a través de primer dedo (s24), y en el 25% a través de metatarsfalángica de 2º radio (s19); en el pie izquierdo, el 40,6% despegue por primer dedo (s24) y el 37,5% por segundo dedo (s23), el 18,7% por metatarsfalángica de 2º radio (s19), y el 3,1% por cabeza del 2º metatarsiano (s15) (Figura 89, p. 217).

5.7.4. Relación entre los tres métodos empleados en este estudio para valorar el apoyo plantar: altura del arco plantar interno, fotopodograma, y presiones e impulsos plantares obtenidos mediante plantillas instrumentadas en bipedestación normal.

5.7.4.1. El coeficiente de determinación ( $r^2$ ) entre **porcentaje de cavismo en condiciones basales, según fotopodograma (método de Hernández-Corvo), y altura del arco plantar interno** en tuberosidad del escafoides, también en condiciones basales, es de 0,52 en pie derecho, lo que corresponde a una correlación media, y 0,25 en pie izquierdo, que supone una correlación baja (Tabla LV, p. 243). Mediante recta de regresión lineal se observa que el fotopodograma resulta poco sensible para valores extremos de porcentaje de cavismo; también permite observar que en el grupo estudiado existe poca diversidad de huellas plantares.

## RESULTADOS

**TABLA LV**  
**Pie derecho**

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.5654315	0.0964743	5.8609563	0.0000
HNADCM	0.0128443	0.0264701	0.4852376	0.6325
R-squared	0.527782	Mean of dependent var		0.625083
Adjusted R-squared	0.482809	S.D. of dependent var		0.090145
S.E. of regression	0.064829	Sum of squared resid		0.088258
Log likelihood	33.21197	F-statistic		11.73551
Durbin-Watson stat	1.810403	Prob(F-statistic)		0.000379

**Pie izquierdo**

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.4361483	0.0896393	4.8655912	0.0001
HNAICM	0.0444153	0.0246952	1.7985415	0.0865
R-squared	0.255473	Mean of dependent var		0.600708
Adjusted R-squared	0.184566	S.D. of dependent var		0.060906
S.E. of regression	0.054999	Sum of squared resid		0.063522
Log likelihood	37.15850	F-statistic		3.602917
Durbin-Watson stat	1.437804	Prob(F-statistic)		0.045159

5.7.4.2. El coeficiente de correlación entre **grado de cavismo según fotopodograma y altura del arco plantar tras entrenar** es de 0,64 en pie derecho, lo que corresponde a una correlación moderada, y 0,21 en izquierdo, que corresponde a una correlación baja (Tabla LVI).

**TABLA LVI**  
**Pie derecho**

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.5103867	0.1052327	4.8500752	0.0001
HNDDCM	0.0279752	0.0313840	0.8913838	0.3828
R-squared	0.642343	Mean of dependent var		0.619958
Adjusted R-squared	0.608280	S.D. of dependent var		0.102082
S.E. of regression	0.063891	Sum of squared resid		0.085722
Log likelihood	33.56184	F-statistic		18.85771
Durbin-Watson stat	1.737905	Prob(F-statistic)		0.000020

**Pie izquierdo**

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.4683357	0.0898115	5.2146514	0.0000
HNDICM	0.0371098	0.0261014	1.4217553	0.1698
R-squared	0.210785	Mean of dependent var		0.599958
Adjusted R-squared	0.135622	S.D. of dependent var		0.074857
S.E. of regression	0.069596	Sum of squared resid		0.101716
Log likelihood	31.50893	F-statistic		2.804361
Durbin-Watson stat	1.823993	Prob(F-statistic)		0.083282

Según estos datos, tanto antes como después de una sesión de entrenamiento habitual, en pie izquierdo no existiría relación entre el grado de cavismo, determinado en fotopodograma mediante el método de Hernández Corvo, y la altura del arco plantar interno, medida antropométricamente en tuberosidad del escafoides, siendo la correlación moderada en pie derecho.

5.7.4.3. Cuando se analiza la relación entre la **altura del arco plantar y las presiones (N/cm<sup>2</sup>) según regiones plantares, en ambos pies después de entrenar**, no se observa relación lineal para talón, mediopié, antepié y dedos (Tabla LVII, p. 245-246).

Por lo tanto, la altura del arco plantar interno, medida antropométricamente tras el entrenamiento, no guarda relación con las presiones plantares valoradas según regiones anatómicas.

Elevando los términos al cuadrado, el grupo de sensores de mediopié izquierdo (s5-s12) es el único en que, a pesar de tener un  $r^2$  bajo (0.001910), los estadísticos t indicarían una débil relación hiperbólica, de forma que cuando aumenta la anchura del istmo en el fotopodograma, disminuyen el valor de N/cm<sup>2</sup>.

5.7.4.4. Respecto a la relación entre la **altura del arco plantar y el impulso (Ns) según regiones plantares en ambos pies después de entrenar**, no se observa relación lineal para talón, mediopié, antepié y dedos, obteniéndose unos coeficientes de determinación muy bajos:

- Pie derecho:
 

s1-s4	$r^2=0,02$
s5-s12	$r^2=0,009$
s13-s20	$r^2=0,02$
s21-s24	$r^2=0,009$
- Pie izquierdo:
 

s1-s4	$r^2=0,08$
s5-s12	$r^2=0,036$ (0,46 si se eleva al cuadrado)
s13-s20	$r^2=0,07$
s21-s24	$r^2=0,01$

# RESULTADOS

## TABLA LVII

### Talón derecho

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	3.4578002	0.2708263	12.767594	0.0000
NCM214D	-0.0073696	0.0142124	-0.5185323	0.6093
R-squared	0.012074	Mean of dependent var		3.325000
Adjusted R-squared	-0.032832	S.D. of dependent var		0.424520
S.E. of regression	0.431433	Sum of squared resid		4.094954
Log likelihood	-12.83494	F-statistic		0.268876
Durbin-Watson stat	2.137291	Prob(F-statistic)		0.609263

### Talón izquierdo

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	3.4077638	0.4634586	7.3528976	0.0000
NCM214I	-0.0001850	0.0230778	-0.0080184	0.9937
R-squared	2.92E-06	Mean of dependent var		3.404167
Adjusted R-squared	-0.045451	S.D. of dependent var		0.557541
S.E. of regression	0.570070	Sum of squared resid		7.149563
Log likelihood	-19.52249	F-statistic		6.43E-05
Durbin-Watson stat	2.119995	Prob(F-statistic)		0.993675

### Mediopié derecho

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	3.2009431	0.1738624	18.410787	0.0000
NCM2512D	0.0254497	0.0308492	0.8249709	0.4182
R-squared	0.030007	Mean of dependent var		3.325000
Adjusted R-squared	-0.014084	S.D. of dependent var		0.424520
S.E. of regression	0.427499	Sum of squared resid		4.020621
Log likelihood	-12.61512	F-statistic		0.680577
Durbin-Watson stat	2.118884	Prob(F-statistic)		0.418244

### Mediopié izquierdo

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	3.3686811	0.2084016	16.164373	0.0000
NCM2512I	0.0100242	0.0488596	0.2051631	0.8393
R-squared	0.001910	Mean of dependent var		3.404167
Adjusted R-squared	-0.043458	S.D. of dependent var		0.557541
S.E. of regression	0.569527	Sum of squared resid		7.135931
Log likelihood	-19.49959	F-statistic		0.042092
Durbin-Watson stat	2.152417	Prob(F-statistic)		0.839331

### Antepié derecho

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	3.3317952	0.3524388	9.4535437	0.0000
N1320D	-0.0003024	0.0151811	-0.0199203	0.9843
R-squared	1.80E-05	Mean of dependent var		3.325000
Adjusted R-squared	-0.045436	S.D. of dependent var		0.424520
S.E. of regression	0.434057	Sum of squared resid		4.144926
Log likelihood	-12.98050	F-statistic		0.000397
Durbin-Watson stat	2.145049	Prob(F-statistic)		0.984287

## RESULTADOS

### Antepié izquierdo

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	3.2351882	0.4492394	7.2014790	0.0000
N1320I	0.0071260	0.0183028	0.3893390	0.7008
R-squared	0.006843	Mean of dependent var		3.404167
Adjusted R-squared	-0.038300	S.D. of dependent var		0.557541
S.E. of regression	0.568117	Sum of squared resid		7.100659
Log likelihood	-19.44013	F-statistic		0.151585
Durbin-Watson stat	2.126228	Prob(F-statistic)		0.700769

### Dedos derecho

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	3.3960148	0.1728204	19.650547	0.0000
N2124D	-0.0253927	0.0531529	-0.4777287	0.6376
R-squared	0.010267	Mean of dependent var		3.325000
Adjusted R-squared	-0.034721	S.D. of dependent var		0.424520
S.E. of regression	0.431827	Sum of squared resid		4.102442
Log likelihood	-12.85687	F-statistic		0.228225
Durbin-Watson stat	2.095729	Prob(F-statistic)		0.637556

### Dedos izquierdo

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	3.6005835	0.2305999	15.613984	0.0000
N2124I	-0.0821398	0.0838486	-0.9796207	0.3379
R-squared	0.041798	Mean of dependent var		3.404167
Adjusted R-squared	-0.001757	S.D. of dependent var		0.557541
S.E. of regression	0.558030	Sum of squared resid		6.850749
Log likelihood	-19.01017	F-statistic		0.959657
Durbin-Watson stat	1.931758	Prob(F-statistic)		0.337924

5.7.4.5. Cuando se valora la relación entre **clasificación fotopodográfica de las huellas plantares según el método de Hernández Corvo**, y las presiones (N/cm<sup>2</sup>) determinadas después de entrenar mediante el sistema Parotec® según regiones plantares, la correlación es muy baja en pie izquierdo, y moderada para pie derecho, con un valor de  $r^2$  que oscila entre 0,59 y 0,66 (Tabla LVIII, p. 246-248).

**TABLA LVIII**

### Talón derecho

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.5869074	0.0407937	14.387216	0.0000
N14D	0.0009167	0.0021349	0.4293863	0.6720
SUJETO11	0.3967757	0.0661998	5.9936038	0.0000
R-squared	0.632041	Mean of dependent var		0.619958
Adjusted R-squared	0.596997	S.D. of dependent var		0.102082
S.E. of regression	0.064804	Sum of squared resid		0.088191
Log likelihood	33.22108	F-statistic		18.03577
Durbin-Watson stat	1.905340	Prob(F-statistic)		0.000028

## RESULTADOS

### Talón izquierdo

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.5948446	0.0622154	9.5610547	0.0000
N14I	0.0002631	0.0030980	0.0849134	0.9331
R-squared	0.000328	Mean of dependent var		0.599958
Adjusted R-squared	-0.045112	S.D. of dependent var		0.074857
S.E. of regression	0.076527	Sum of squared resid		0.128841
Log likelihood	28.67226	F-statistic		0.007210
Durbin-Watson stat	1.898405	Prob(F-statistic)		0.933098

### Mediopié derecho

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.5931495	0.0537645	11.032373	0.0000
N1320D	0.0004542	0.0022977	0.1976924	0.8452
R-squared	0.629500	Mean of dependent var		0.619958
Adjusted R-squared	0.594214	S.D. of dependent var		0.102082
S.E. of regression	0.065028	Sum of squared resid		0.088800
Log likelihood	33.13849	F-statistic		17.84006
Durbin-Watson stat	1.859239	Prob(F-statistic)		0.000030

### Mediopié izquierdo

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.6636889	0.0227243	29.206066	0.0000
N512I	-0.0180030	0.0053277	-3.3791223	0.0027
R-squared	0.341681	Mean of dependent var		0.599958
Adjusted R-squared	0.311758	S.D. of dependent var		0.074857
S.E. of regression	0.062102	Sum of squared resid		0.084846
Log likelihood	33.68513	F-statistic		11.41847
Durbin-Watson stat	1.991632	Prob(F-statistic)		0.002703

### Antepié derecho

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.5931495	0.0537645	11.032373	0.0000
N1320D	0.0004542	0.0022977	0.1976924	0.8452
R-squared	0.629500	Mean of dependent var		0.619958
Adjusted R-squared	0.594214	S.D. of dependent var		0.102082
S.E. of regression	0.065028	Sum of squared resid		0.088800
Log likelihood	33.13849	F-statistic		17.84006
Durbin-Watson stat	1.859239	Prob(F-statistic)		0.000030

### Antepié izquierdo

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.6416627	0.0598200	10.726561	0.0000
N1320I	-0.0017587	0.0024372	-0.7216216	0.4781
R-squared	0.023123	Mean of dependent var		0.599958
Adjusted R-squared	-0.021281	S.D. of dependent var		0.074857
S.E. of regression	0.075650	Sum of squared resid		0.125903
Log likelihood	28.94906	F-statistic		0.520738
Durbin-Watson stat	1.882452	Prob(F-statistic)		0.478127



## RESULTADOS

### Dedos derecho

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.5698043	0.0256688	22.198283	0.0000
N2124D	0.0117446	0.0077528	1.5148837	0.1447
SUJETO11	0.4153975	0.0643405	6.4562372	0.0000
R-squared	0.665378	Mean of dependent var		0.619958
Adjusted R-squared	0.633509	S.D. of dependent var		0.102082
S.E. of regression	0.061799	Sum of squared resid		0.080201
Log likelihood	34.36071	F-statistic		20.87865
Durbin-Watson stat	1.750942	Prob(F-statistic)		0.000010

### Dedos izquierdo

VARIABLE	COEFFICIENT	STD. ERROR	T-STAT.	2-TAIL SIG.
C	0.6108990	0.0315152	19.384269	0.0000
N2124I	-0.0045753	0.0114593	-0.3992672	0.6935
R-squared	0.007194	Mean of dependent var		0.599958
Adjusted R-squared	-0.037934	S.D. of dependent var		0.074857
S.E. of regression	0.076264	Sum of squared resid		0.127956
Log likelihood	28.75497	F-statistic		0.159414
Durbin-Watson stat	1.878672	Prob(F-statistic)		0.693546

5.7.4.6. No se encuentra relación entre el **impulso (Ns) por regiones plantares tras el entrenamiento y la clasificación de la huella plantar según el método de Hernández Corvo**. Existe una relación muy pequeña ( $r^2 = 0,14$ ) en mediopié derecho (s5-s12), indicando que cuanto mayor es el impulso, menor el grado de cavismo. En el resto de los grupos de sensores de pie derecho es nula:

$$s1-s4 \quad r^2 = 0,007$$

$$s13-s20 \quad r^2 = 0,02$$

$$s21-s24 \quad r^2 = 0,03$$

Utilizando los términos al cuadrado (relación no lineal) en la ecuación de regresión no mejoran los resultados, obteniéndose el coeficiente de determinación más alto en mediopié (s5-s12):  $r^2 = 0,4$  con estadísticos t de 3,5 y -3.

En pie izquierdo, es mediopié la región que muestra mayor coeficiente de correlación, que también mejora al realizar una regresión no lineal ( $r^2 = 0,5174$  con estadísticos t 3,57 y -4,23) y sigue una curva hiperbólica, lo que indica que al disminuir el grado de cavismo en el fotopodograma, el impulso aumenta: a valores bajos del %X (normal, normal-cavo), le corresponden incrementos pequeños del impulso, y a valores altos del %X (pie cavo) le corresponden disminuciones rápidas del impulso.

## 5.8. CICLO MENSTRUAL Y SISTEMA GENITO-URINARIO

El 68,7% de los sujetos encuestados ha sufrido a lo largo de su vida al menos un proceso de infección urinaria, incontinencia urinaria, y en el caso de las mujeres, amenorrea primaria o secundaria, dismenorrea y otras patologías ginecológicas.

### 5.8.1. Características del ciclo menstrual.

5.8.1.1. Todas las bailarinas, en el momento de realizar el estudio, habían tenido la **menarquia**, siendo la edad media de aparición de  $13,3 \pm 1,34$  (10-16) años con un  $CV < 33\%$ . La moda y la mediana son igualmente 13 años. Sólo en un caso (3,7% del grupo de mujeres) existe amenorrea primaria, dándose la menarquia a los 16 años.

La diferencia entre la edad de inicio en la danza, y la edad de la menarquia esperada en población occidental, que como se indicó, es de aproximadamente 13 años, oscila entre -1 años (empezó a estudiar danza 1 año después de la menarquia) y +10 años (la menarquia aparece tras 10 años de estudiar danza), con un valor medio de  $+6,4 \pm 2,73$  años ( $CV > 33\%$ ). En la mujer con retraso en la menarquia, la diferencia es de +8 años.

5.8.1.2. En cuanto a la **periodicidad menstrual**, en 24 de las 27 mujeres (88,9 % de las mujeres) es de  $29,06 \pm 5,45$  (20-50) días ( $CV < 33\%$ ). La moda y mediana presentan un valor de 28 días:

- Son eumenorreicas 21 mujeres (77,7%), oscilando la duración de los ciclos menstruales entre 25-36 días.
- Una bailarina (3,7% de las mujeres) presenta oligomenorrea con ciclos de 50 días de duración.
- Otras dos (7,4%) polimenorrea con ciclos de 20 y 23 días de duración.
- Tres bailarinas sufren irregularidad menstrual, con una periodicidad no predecible (11,1% de las bailarinas).

El 25,9% ha sufrido amenorrea secundaria (7 mujeres), en un caso de repetición, con una duración media de  $3,71 \pm 1,11$  (3-6) meses ( $CV < 33\%$ ).

En el momento del estudio ninguna mujer padecía amenorrea secundaria.

5.8.1.3. En cuanto a la **duración de la menstruación** es de  $5,27 \pm 2,33$  (3-15) días ( $CV > 33\%$ ).

## RESULTADOS

5.8.1.4. El 77,7% (21 mujeres) presenta **dismenorrea**. En 14 de estas mujeres tiene carácter habitual (51,8% de las mujeres y 66,6% de las que sufren dismenorrea), y en las otras 7 (25,9% de las bailarinas y 33,3% de las que sufren dismenorrea) sólo aparece de forma ocasional.

Consumen medicación para aliviar la sintomatología 15 mujeres, lo que supone el 71,4% de las que padecen dismenorrea, correspondiendo al 55,5% de todas las bailarinas:

- Dentro de estas 15 mujeres, 13 pertenecen al grupo de las que sufren dismenorrea habitualmente, es decir el 92,8% de las que sufren dismenorrea habitualmente consumen medicación en relación a ella.
- De las 7 mujeres que sufren dismenorrea de forma esporádica, consumen medicación 2, lo que supone el 28,5% de este subgrupo.
- Las 6 mujeres que dicen no padecer dismenorrea, tampoco consumen medicación.

El tipo de medicamentos empleados son antiinflamatorios no esteroideos (derivados del ácido fenilpropiónico: naproxeno, ibuprofeno) y analgésicos (paracetamol, cafeína, metamizol magnésico). Una mujer emplea medicación homeopática.

5.8.1.5. **Otros antecedentes ginecológicos-obstétricos** son, en el caso de una mujer (3,7% de las bailarinas), metrorragia acompañando a un quiste ovárico funcionante.

Ninguna de las mujeres encuestadas refiere embarazo previo o aborto.

5.8.2. Presencia de trastornos genitourinarios.

5.8.2.1. Cinco sujetos, 4 mujeres y un varón, han sufrido trastornos genitourinarios a lo largo de su vida (Tabla LIX, p. 251). El tipo de patología señalada fue **infección urinaria** en tres mujeres, en un caso reseñada como cistitis, y síntomas como **prurito vulvar** en otra mujer y **dificultades miccionales** en el varón.

En el caso de 4 sujetos la aparición de estos trastornos tuvo carácter único: en dos mujeres y el varón durante los últimos 12 meses, y en otra mujer con anterioridad. Una bailarina ha sufrido episodios repetidos, incluyendo los 12 últimos meses.

En los últimos 7 días no refiere problemas de este tipo ningún sujeto de los encuestados.

TABLA LIX  
Trastornos genitourinarios (excluida incontinencia urinaria)\*

	Grupo (n=32) % de sujetos afectados (n° de sujetos)	Mujeres (n=27) % de sujetos afectados (n° de sujetos)	Hombres (n=5) % de sujetos afectados (n° de sujetos)
<b>Durante los últimos 12 meses</b>	12,5(4)	11,1 (3)	20 (1)
<b>Con anterioridad a los últimos 12 meses</b>	6,2 (2)	7,4 (2)	0 (0)

\* La bailarina que ha sufrido varios episodios de repetición aparece incluida en los dos grupos: últimos 12 meses y antes de los últimos 12 meses.

5.8.2.2. La **incontinencia urinaria**, entendida como la presencia de pérdidas involuntarias de orina, tanto al bailar como en el resto de actividades cotidianas, queda recogida en la siguiente Tabla LX:

TABLA LX  
Incontinencia urinaria en relación a la danza y a otras actividades\*

	Grupo (n=32) % de sujetos afectados (n° de sujetos)	Mujeres (n=27) % de sujetos afectados (n° de sujetos)	Hombres (n=5) % de sujetos afectados (n° de sujetos)
<b>Pérdidas involuntarias de orina bailando</b>	28,1(9)	33,3 (9)	0 (0)
<b>Pérdidas involuntarias de orina durante actividades cotidianas</b>	28,1(9)	29,6 (8)	20(1)

\*Cuatro sujetos comparten ambos grupos.

El 56,3% del grupo dice no haber padecido problemas de incontinencia urinaria de esfuerzo a lo largo de su vida. Dentro de este porcentaje se encuentran el 51,9% de las mujeres (14 bailarinas) y el 80% de los varones (4 bailarines).

El 43,7% (14 sujetos) refiere haber sufrido incontinencia urinaria durante el desempeño de la danza o en otras actividades cotidianas que requieren algún tipo de esfuerzo, correspondiéndose con el 48,1% de las mujeres (13 bailarinas) y el 20% de los varones (un varón):

- En 4 sujetos (4 mujeres) aparece incontinencia con la danza y en otras actividades (12,5% de la muestra y 28,6% del grupo con incontinencia).
- En otros 5 sujetos (4 mujeres y un varón) sólo con otras actividades distintas de la danza (15,6% de la muestra y 35,7% del grupo con incontinencia)

## RESULTADOS

- En 5 mujeres sólo con la danza (15,6% de la muestra y 35,7% del grupo con incontinencia).

De los 14 sujetos con incontinencia urinaria de esfuerzo, habían sufrido infección urinaria previa dos mujeres: una del grupo que la padecía sólo al bailar, y la otra del grupo que la padecía al bailar y en actividades cotidianas. El resto no presentaba otro tipo de problemas genitourinarios previos.

Sólo dos mujeres, ambas con incontinencia al bailar y en otro tipo de actividades, saben precisar la edad a la que empezaron con estos episodios de pérdidas urinarias, siendo en su caso a los 16 y 20 años.

En el grupo de nueve bailarinas en el que la incontinencia urinaria se ha manifestado durante la danza, en un caso la periodicidad de los episodios es semanal, y en 8 ocurren de forma esporádica, transcurriendo más de un mes entre episodios. En ningún caso ocurre a diario o todos los meses.

En cuanto al tipo de danza y momento en que han aparecido los episodios:

- El 55,5% (5 sujetos) señala que es con el ballet clásico, y el 44,5% (4 sujetos) indistintamente (ballet, flamenco, danza estilizada, escuela bolera o folclore).
- El 55% (5 sujetos) indican que ocurre durante la clase, el 22,2% (2 sujetos) tanto en exámenes como durante representaciones, y el 22,2% (2 sujetos) indistintamente (clase, representación, ensayo, examen o audición).
- Respecto al paso de danza, o momento del baile en que ocurren: el 77,7% (7) de las bailarinas indica que es durante los saltos, concretamente en el momento previo de impulsión, en el de la recepción, y en los grandes saltos; en el 22,2% (2 sujetos) ocurre durante los equilibrios; en el 22,2% (2 sujetos) durante el zapateado fuerte.

En las nueve bailarinas, aparecen las pérdidas de orina en relación a actividades propias del ballet clásico, como son los saltos y equilibrios, aunque los saltos estén también presentes en la escuela bolera y en el folclore. Sólo en el 22,2% aparece en actividades específicas del flamenco o clásico español, como es el zapateado.

En cuanto a las pérdidas urinarias en relación a otras actividades, en el 33,3% (3 mujeres) ocurre al estornudar, y en el 66,6% (6 sujetos) al reír. Una mujer que sufre incontinencia de esfuerzo al estornudar, refiere además enuresis nocturna. Una bailarina no indica cuando se producen los episodios.

## RESULTADOS

En cuanto a la frecuencia con que sufren estos problemas, el 36,4% indica que a veces y el 63,6% rara vez.

De los 14 sujetos que padecen pérdidas involuntarias de orina en una u otra actividad, en el 14,3% dos mujeres con incontinencia al bailar y durante otras actividades cotidianas, ha sido motivo para cambiar de hábitos: usar algún tipo de protección cuando se prevé su aparición. El 28,5%, cuatro mujeres, tres de ellas con incontinencia urinaria durante la danza y en actividades cotidianas, y otra con incontinencia sólo durante la danza, indican que consultaron con otras personas (amigo, compañero de danza, familiar o médico). De estas 4 mujeres, dos son las que han cambiado de hábitos, tal como se ha indicado líneas arriba. No obstante, sólo una mujer que padece pérdidas de orina involuntarias en relación a la danza y con las actividades cotidianas (7,1% del grupo con incontinencia), reconoce que para ella es un problema, y en este caso no refiere haber cambiado de hábitos, ni consultar con nadie. Son, por lo tanto, 5 las bailarinas para las que la incontinencia urinaria de estrés supone un cambio de hábitos, induce a consulta o es considerada un problema, correspondiéndose con el 15,6% de todo el grupo, el 18,5% de todas las mujeres, y el 35,7% de los sujetos que padecen pérdidas involuntarias de orina.

5.8.2.3. La relación entre **flexibilidad del arco plantar interno e incontinencia urinaria de estrés** aparece reseñada en Tablas LXI y LXII (p. 254):

TABLA LXI  
**Flexibilidad del arco plantar interno, antes y después de entrenar, en relación a la incontinencia urinaria (actividades normales+la danza)**

	<b>Continencia (n=18; 4 varones + 14 mujeres)</b>	<b>Incontinencia (n=14; 1 varón + 13 mujeres)</b>
<b>Porcentaje de variación (ambos pies) antes de entrenar (%)</b>	+3,1±14,7 (-40,7, +34,37)	+8±8,85 (-8,6, +19,6)
<b>Porcentaje de variación (ambos pies) después de entrenar (%)</b>	-0,63±13,5 (-37,9, +15,15)	+5,34±11 (-20, +17)

(Valores expresados como media ± desviación típica, mínimo-máximo)

+ Coeficiente de variación > 33%

Un porcentaje de variación “+” indica descenso del arco plantar interno. Un porcentaje “-” indica ascenso del arco tras el ejercicio.

TABLA LXII

**Flexibilidad del arco plantar interno, antes y después de entrenar, en relación a la incontinencia urinaria durante la danza**

	<b>Continencia (n=23; 5 varones y 18 mujeres)</b>	<b>Incontinencia (n=9; 9 mujeres)</b>
<b>Porcentaje de variación (ambos pies) antes (%)</b>	+4±13,4 (-40,7, +34,37)	+8,15±8,7 (-2,6, +19,6)
<b>Porcentaje de variación (ambos pies) después (%)</b>	+0,16±13,8 (-37,9, +20,69)	+6±11 (-20, +17)

(Valores expresados como media ± desviación típica, mínimo-máximo)

+ Coeficiente de variación > 33%

Un porcentaje de variación “+” indica descenso del arco plantar interno. Un porcentaje “-” indica ascenso del arco tras el ejercicio.

En los individuos que sufren incontinencia, el descenso del arco interno con la dorsiflexión de tibiotarsiana en carga es mayor que en los individuos sin incontinencia, tanto si consideramos las pérdidas urinarias que guardan relación exclusivamente con la danza, como si consideramos la incontinencia de esfuerzo en cualquier situación; esto es válido para antes y después del entrenamiento habitual.

Tal como se puede observar en ambas Tablas, al considerar sólo la incontinencia asociada a la danza, e incluir en el grupo de “normales” a los 5 sujetos que sufren incontinencia en la vida normal pero no durante la danza, el descenso medio del arco interno aumenta en este grupo.

Valorando ambos pies por separado, se obtienen los siguientes hallazgos en pie derecho:

1. Tomando a todos los sujetos que padecen incontinencia de esfuerzo, ya sea bailando y/o en la vida normal, existe relación moderada entre el porcentaje de variación en la altura del arco en condiciones basales e incontinencia, de modo que a más flexibilidad del pie antes de bailar, entendida como un mayor descenso del arco plantar interno en demiplié, mayor es la frecuencia de incontinencia urinaria ( $r^2=0,45$ , t-stat= 1,87).

Si consideramos el porcentaje de variación en la altura del arco plantar interno tras entrenar se obtiene una  $r^2= 0,35$  y t-stat= 0,11, luego la incontinencia de esfuerzo en el grupo estudiado, no guarda relación con la flexibilidad del arco tras entrenar.

2. Considerando los sujetos que sufren incontinencia bailando (sólo mujeres) mejora la relación ( $r^2=0,48$  y t-stat=2,43), indicando igualmente que a más flexibilidad del arco interno en condiciones basales, mayor incontinencia urinaria en relación a la danza.

## RESULTADOS

Si tenemos en cuenta sólo la altura del arco plantar en condiciones basales en el grupo de mujeres con incontinencia al bailar, el coeficiente de correlación es de  $r^2=0,35$  y  $t=3,04$ , según lo cual, la mera altura del arco plantar interno explicaría en un 35% la incontinencia de esfuerzo, pero existen otros factores, como puede ser la flexibilidad del arco interno.

3. Tomando a los sujetos que sufren incontinencia de esfuerzo en las dos situaciones: al bailar y en su vida normal (sujetos 2, 10, 21, 29) todos ellos mujeres, la relación empeora ( $r^2=0,33$  y  $t=0,99$ ), lo que indicaría que la flexibilidad del arco en condiciones basales sólo explicaría en un 33% la incontinencia de esfuerzo que sufren estas bailarinas, sugiriendo la coexistencia de otro u otros factores.
4. Cuando valoramos conjuntamente al grupo de cinco mujeres que sufre incontinencia urinaria sólo bailando, más las cuatro mujeres que la sufren bailando y no bailando encontramos un coeficiente de determinación  $r^2=0,64$ , con un  $t\text{-stat}=2,07$  para el grupo con incontinencia bailando y no bailando, y un  $t\text{-stat}=3,57$  para grupo con incontinencia sólo bailando. Según estos datos, la incontinencia de esfuerzo que se manifiesta sólo durante el baile presenta una mayor relación con la flexibilidad del arco plantar interno que aquella que se manifiesta en situaciones diversas, para la que habría que buscar más factores causales.

Tomando el porcentaje de variación de la altura del arco plantar entre posición normal y demiplié después de entrenar, y relacionándolo con la presencia de incontinencia en estas mujeres encontramos un coeficiente de determinación  $r^2=0,76$ , con un  $t\text{-stat}=3,1$  para las cuatro mujeres, que la sufren bailando y no bailando, y un  $t\text{-stat}=3,52$  para el grupo que tiene incontinencia sólo bailando.

Si en estas 9 bailarinas buscamos la relación entre la incontinencia urinaria y meramente la altura del arco plantar interno en condiciones basales, la correlación empeora:  $r^2=0,58$  con el  $t\text{-stat}=2,41$  para el grupo con incontinencia urinaria bailando y no bailando, y  $t\text{-stat}=4,36$  en el grupo que sólo la padece bailando. No obstante, sigue siendo más fuerte la correlación en el grupo que padece incontinencia sólo bailando.

Para pie izquierdo se establecen las correlaciones en el grupo de estas nueve bailarinas:

1. Considerando la flexibilidad del arco plantar interno en condiciones basales en estas nueve bailarinas, se encuentra un coeficiente de determinación  $r^2=0,71$ , con un  $t\text{-stat}=1,89$  para



## RESULTADOS

las cuatro mujeres que la sufren bailando y no bailando, y un t-stat de 3,12 para el grupo que tiene incontinencia sólo bailando.

2. Considerando la flexibilidad del arco plantar interno tras entrenar en estas nueve bailarinas, se obtiene un coeficiente de determinación  $r^2 = 0,57$ , con un t-stat= 1,82 para las cuatro mujeres que la sufren bailando y no bailando, y t-stat= 0,65 en el grupo que tiene incontinencia sólo bailando.

5.8.2.4. La relación entre la **incontinencia urinaria de esfuerzo y la huella plantar** valorada según el método de Hernández-Corvo, aparece recogida en la Tabla LXIII.

Antes de la clase predomina el cavismo en el grupo con incontinencia, aunque no en sus formas extremas. En el grupo continente, predomina el cavismo igualmente, pero el número de huellas normales es mayor. El valor porcentual medio de la huella en ambos grupos equivale a pie cavo.

Después del entrenamiento, el valor medio en ambos grupos equivale a pie cavo; no obstante, el grupo con incontinencia muestra una evolución hacia el ensanchamiento relativo del apoyo en mediopié, y el grupo continente hacia el estrechamiento.

### LXIII

#### Huella plantar (Método de Hernández-Corvo) en relación a la incontinencia urinaria de esfuerzo

	Continencia (n=23; 5 varones y 18 mujeres)	Incontinencia (n=9; 9 mujeres)
<b>Valor porcentual medio de la huella (%) (ambos pies)</b>	68,6±12 (53,19-100) Cavo	68±10,77 (51,3-90,8) Cavo
<b>% medio e intervalo de las huellas después de la clase (ambos pies)</b>	69,24±10,8 (55,6-100) Cavo	65,2±7,63 (53,4-79,2) Cavo
<b>% de Variación huella plantar antes-después de clase(ambos pies)</b>	-1,24±7,12 (-17, +11,2)	+4±6,86 (-6,2, +16,3)

Valores expresados como media ±desviación típica (mínimo-máximo).

+ CV >33%

Un porcentaje de variación “+” indica que tras el entrenamiento disminuye el grado de cavismo, y “-” que aumenta.

Si buscamos la relación entre el valor porcentual de la huella plantar, en condiciones basales, en pie derecho, en el grupo de 5 mujeres que padecen incontinencia de esfuerzo bailando, más las 4 que la sufren bailando y no bailando, se obtiene un coeficiente de determinación  $r^2 = 0,009$ , con un t-stat= 0,29 en el primer grupo de bailarinas, y un t-stat= 0,28 en el segundo, según lo cual no existiría relación entre ambos parámetros.

## 5.9. OTROS APARATOS Y SISTEMAS

### 5.9.1. Trastornos del aparato circulatorio.

El 9,3% de los encuestados (3 mujeres) refiere padecer “varices”, no encontrándose en la exploración venas varicosas, sólo pequeñas telangiectasias subcutáneas.

Ningún sujeto del grupo encuestado refiere haber sufrido flebitis.

### 5.9.2. Trastornos del sistema gastrointestinal

El 40,6% de los sujetos, 12 mujeres (44,4%) y un varón (20%), refiere haber padecido problemas gastrointestinales en alguna ocasión (Tabla LXIV).

El único varón afectado por patología gastrointestinal refiere flatulencia.

Entre las mujeres el estreñimiento aparece como la patología más frecuente.

**TABLA LXIV**  
**Trastornos gastrointestinales a lo largo de la vida**

<b>Patología gastrointestinal</b>	<b>Grupo (n=32) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>
<b>Reflujo gastroesofágico</b>	6,2 (2)	7,4 (2)	0 (0)
<b>Flatulencia</b>	9,3 (3)	7,4 (2)	20 (1)
<b>Estreñimiento</b>	25 (8)	29,6 (8)	0 (0)
<b>Colon irritable</b>	3,1 (1)	3,7 (1)	0 (0)
<b>Otros*</b>	6,2 (2)	7,4 (2)	0 (0)

\*Bajo este epígrafe, se incluyen trastornos reseñados pero no filiados, tales como “dolor de estómago”.

### 5.9.3. Trastornos del equilibrio y lesiones relacionadas.

El 28,1% del grupo estudiado, ocho mujeres y un varón refieren haber sufrido uno o varios de los procesos por los que fueron preguntados (Tabla LXV).

**TABLA LXV**  
**Trastornos de la estabilidad y lesiones relacionadas**

	<b>Grupo (n=32) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>	<b>Mujeres (n=27) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>	<b>Hombres (n=5) % de sujetos afectados (n° de sujetos)</b>
<b>Pérdida del equilibrio</b>	0 (0)	0 (0)	0 (0)
<b>Vértigo</b>	6,2 (2)	7,4 (2)	0 (0)
<b>Mareo</b>	28,1 (9)	29,6 (8)	20 (1)
<b>Esguince cervical</b>	6,2 (2)	7,4 (2)	0 (0)
<b>TCE</b>	0 (0)	0 (0)	0 (0)

El varón indica haber sufrido mareos en alguna ocasión.

Dos mujeres, que habían sufrido esguince cervical sin relación con la danza, contestan positivamente a varias cuestiones de esta sección. Mediante  $\chi^2$  de Pearson se encuentra, que en el grupo estudiado, existe una relación estadísticamente significativa ( $p < 0.001$ ), entre la existencia de mareos y haber padecido un esguince cervical previo.

Por otro lado, dado que en el momento del estudio, el valor medio, la desviación estándar y el coeficiente de variación de la oscilación del CDG corporal y de los CDP parciales en sentido anteroposterior y lateral, no varían al eliminar del grupo a las dos mujeres con antecedentes de esguince cervical, éstas son mantenidas dentro de la muestra para el estudio de estas variables (apartado 5.7.3.5).

### 5.9.4. Otros antecedentes patológicos.

Diez sujetos (31,2%), 8 mujeres y 2 varones, habían sido sometidos a cirugía previamente. Sólo en dos casos se puede sospechar, aunque no afirmar, relación con la danza; se trata de dos bailarinas (6,2% de la muestra y el 7,4% de las mujeres) operadas de rodilla en relación a meniscopatía. En el resto de sujetos, la cirugía se debió a: fimosis (en los dos varones), ductus arterioso, extracción de terceros molares, apendicectomía, adenoidectomía y amigdalectomía.

Cuatro mujeres, 12,5% del grupo y 14,8% de las mujeres, refieren entre las enfermedades sufridas con anterioridad: cuadro de jaquecas, fístula (no especifica localización, ni tipo), quiste ovárico, y mononucleosis infecciosa.

Padecen alergia 7 sujetos (21,8%): 6 mujeres (22,2% de las mujeres) y un varón (20% de los varones). Los desencadenantes son, en dos casos antibióticos, en otros 4 bailarines se trata de fiebre del heno, uno de estos sujetos, además refiere como agente causal los ácaros del polvo, y en otro caso se trata de dermatitis atópica en relación al gel de ducha.

## 6. DISCUSIÓN

### 6.1. RESUMEN DE HALLAZGOS

El grupo de bailarines de danza española estudiado está formado por jóvenes pospúberes, la mayoría mujeres, con una experiencia media en la danza de 11 años, todos ellos estudiantes de danza española, aunque el 12,5% desarrolla además actividad profesional en el escenario.

Ordenando los distintos tipos de danza en función de los años dedicados a su estudio, de más a menos, encontramos: ballet, flamenco, escuela bolera, clásico español, folclore, contemporáneo y otros tipos.

En el momento de realizar el estudio, dedican al entrenamiento de danza (clases+ensayos) 24 horas/semana, repartidas entre los diversos tipos de danza, de más a menos horas, por este orden: ballet, clásico español, flamenco, escuela bolera, folclore y otros tipos. Las formas que implican zapateado (clásico español + flamenco) ocupan la mayor parte de su entrenamiento semanal (43,5%). Los descansos anuales son de 2 meses de media entre los estudiantes, reduciéndose a 3 semanas entre los que además son profesionales, algunos de los cuales no disfrutan de ningún descanso anual.

El 100% de los bailarines refiere practicar el calentamiento pasivo, mediante prendas que conservan la temperatura corporal. El 84% realiza calentamiento activo antes de las clases, durante 15' de media, y el 89% antes de los ensayos, durante 5'. La vuelta a la calma sólo la realiza el 9,3% del grupo.

En relación a las condiciones ambientales, la mayoría de los bailarines encuestados (59,4%) opina que los suelos sobre los que trabaja habitualmente son duros, e igualmente la mayoría (77,4%) trabaja siempre sobre el mismo suelo. El 80% de los sujetos considera que la temperatura de las salas de estudio es buena, siendo para el 20% restante baja o alta.

Respecto a la elección del calzado empleado para bailar zapateado (zapato o botín), entre los criterios para su elección, aparecen como los más empleados por ellos, y al tiempo considerados más importantes: la comodidad, el bajo precio, la estética (sienta bien), y la facilidad para conseguirlo. Emplean aproximadamente 2 pares al año recambiándolos en el 72% de los casos cada más de 6 meses.

## DISCUSIÓN

El 78% del grupo son diestros de extremidades superiores y el 84% diestros de extremidades inferiores. El desarrollo muscular de ambas extremidades inferiores, valorado mediante cineantropometría, como perímetro de muslo y pierna, es simétrico en ambas extremidades inferiores, indistintamente si es extremidad derecha o izquierda, y si es dominante o no dominante

Respecto a las demás determinaciones cineantropométricas, llama la atención la poca homogeneidad del grosor de los diversos pliegues ( $CV > 33\%$ ) en ambos sexos. Destaca también el hecho de que el porcentaje de peso muscular, y el perímetro de ambos muslos sea igual en ambos sexos.

Las mujeres muestran tendencia hacia la endomorfia, según somatocarta y somatotipo, siendo el más frecuente el meso-endomorfo (29,6% de las bailarinas), que se corresponde además con el somatotipo medio del grupo de bailarinas estudiado. El patrón de proporcionalidad que presentan en el somatograma, señala un peso corporal total disminuido, dependiente del bajo contenido en tejido adiposo en tronco y extremidades inferiores (1-2 veces inferior a la media), aunque no así en superiores, ya que el pliegue tricipital es 4,7 veces superior al valor esperado; el bajo peso corporal depende también del bajo peso óseo, como lo expresan unos diámetros óseos menores de lo esperado. Presentan un buen desarrollo muscular en miembros inferiores, manifestado como incremento del peso muscular, con perímetros de muslo y pierna aumentados.

Los bailarines varones por su parte muestran tendencia hacia la mesomorfia, según somatocarta y somatotipo, siendo el más frecuente el ecto-mesomorfo (60% de los varones), con un somatotipo medio que corresponde a mesomorfo balanceado. Su patrón de proporcionalidad en el somatograma indica que presentan un bajo componente adiposo, expresado como bajo peso graso con disminución relativa de pliegues subcutáneos, especialmente en su caso, el tricipital (3 veces inferior a lo esperado), y un componente óseo y muscular aumentados a expensas de pierna, expresado como aumento relativo del diámetro de la rodilla (3 veces superior a lo esperado) y del perímetro de pantorrilla. El perímetro de muslo en carga, sin embargo, es menor de lo esperado.

En el grupo estudiado la tendencia a la ectomorfia, o lo que es lo mismo, a la linealidad de las formas corporales con predominio de longitudes sobre diámetros, se observa sólo en cuatro mujeres.

## DISCUSIÓN

La comparación de las estimaciones del porcentaje de peso graso, obtenido a partir de cineantropometría y bioimpedancia, realizada según el método propuesto por Bland y Altman (1986), y mediante correlación de Pearson, muestra que no existe relación lineal entre el promedio del porcentaje de peso graso obtenido por ambos sistemas, y que las diferencias en dicho porcentaje son clínicamente inaceptables, ya que en el grupo pueden ser hasta del 30%, y a nivel individual del 32%.

En el momento del estudio, el 16% de los alumnos presentaba una deshidratación correspondiente al 84-97% de la hidratación esperada.

Ningún bailarín del grupo, hombre o mujer, presenta sobrepeso, valorado en función de la relación talla-peso y del IMC. En los cinco varones estudiados la relación talla-peso y el IMC son normales. En las mujeres sin embargo, el 33% presenta bajo peso en relación a su talla y edad, oscilando en éstas entre un 84-98% por debajo del valor esperado; el IMC es normal en el 59,3% de las bailarinas, en el 29,6% se corresponde con bajo peso, y en el 11,1% con bajo peso severo.

La mayoría de los sujetos (62,5%) dice no tener problemas para mantener su peso, incluidos los 5 varones. Un total de 12 bailarinas, todas ellas con peso e IMC dentro de lo normal, tiene problemas para mantener su peso. La mayoría (69%) de las bailarinas que tienen IMC normal están insatisfechas con su peso, mientras que todas las que tienen IMC bajo o bajo-severo están satisfechas con el mismo, revelando el análisis estadístico que las conductas restrictivas alimentarias (régimen) o el rechazo de su propias dimensiones corporales (considerar su peso problemático), se asocia significativamente a valores normales del IMC en el grupo de bailarinas estudiado.

En relación a las costumbres alimentarias, el 28,1% evita el consumo de cierto tipo de alimentos o cierta preparación de los mismos. Los alimentos principalmente rechazados son los considerados “que engordan”.

El 25% de los bailarines había consumido en los últimos 12 meses algún tipo de suplemento nutricional.

Un 12,5% dice consumir habitualmente fármacos, en el caso de un varón (3,1% del grupo) se trata de automedicación mediante antiinflamatorios no esteroideos.

El 46,8% son fumadores, con un consumo medio de 4,4 paquetes semanalmente, siendo de 7,5 en los varones y 4 en las mujeres.

## DISCUSIÓN

Consumen alcohol el 80% de los varones y el 22,2% de las mujeres, preferentemente los fines de semana: las mujeres licores y cerveza, los varones cerveza y combinados.

En los últimos 12 meses han sufrido dolor, molestias o inflamación en alguna región del sistema musculoesquelético el 100% de los bailarines, siendo las 5 localizaciones preferentes en el grupo, de mayor a menor frecuencia: región lumbar, cervical, tobillo-pie, rodilla y hombros. En las mujeres predominan los síntomas en región cervical, y en los varones en lumbar; tobillo-pie muestra una afectación similar en ambos sexos. El codo es una región que no manifiesta sintomatología ni en mujeres ni en hombres.

La media por sujeto de regiones anatómicas afectadas en los últimos 12 meses es de 4,7 en el grupo: 4,4 en las mujeres y 2 en los varones. Por otra parte, la moda es haber padecido molestias en 3 regiones; ningún sujeto ha padecido síntomas en las 11 regiones encuestadas, y es tan frecuente haber tenido molestias sólo en una región como haberlas sufrido en 9.

La incapacidad para bailar o entrenar en los últimos 12 meses, a causa de estas afecciones, ha afectado aproximadamente al 60% del grupo, siendo de 4,5 días de media en el 34,4% de los sujetos, de 15 días en el 15,6% del grupo, y de 3 meses de media en el 9,4%. Aunque la frecuencia de incapacidad sea similar en ambos sexos, en los varones ésta es de menor duración. En ningún sujeto la incapacidad fue permanente.

En los 7 días anteriores al estudio, refiere haber sufrido problemas musculoesqueléticos el 59,4% de los bailarines, con afectación similar en ambos sexos.

Remontándose a toda su carrera de danza, el 84,4% de los encuestados ha padecido algún tipo de lesión en aparato locomotor. Tobillo-pie aparece como la región más afectada en los varones, seguido de muslo; en las mujeres sin embargo, la región más afectada es columna lumbar, seguida de tobillo-pie. La rodilla ha sido causa de molestias en el 40,7% de las bailarinas y en ningún varón. La media de regiones afectadas en el grupo es 2,3, siendo tan frecuente no haber tenido afectación en ninguna región como haberla tenido en 5; en las mujeres la moda es haber tenido molestias en 3 regiones y en los varones en 2.

La mayoría de las lesiones sufridas en aparato locomotor, a lo largo de la carrera de danza, han asentado en tejidos blandos, predominando en el grupo la lesión muscular seguida de la ligamentosa y tendinosa. Las lesiones extra-articulares son las más frecuentes, afectando al 78,1% del grupo. Las condropatías femoropatelares parecen afectar sólo a las mujeres

(30,4%). Aunque la lesión ligamentosa no sea la más frecuente, su localización en tobillo convierte al esguince de tobillo en una de las lesiones más comunes entre los encuestados (37,5%).

El 47% del grupo no ha sufrido lesiones de repetición; cuando se producen, lo hacen con mayor frecuencia en región lumbar, región dorsal, cervical y rodilla, tanto en el grupo, como en las mujeres. En los varones son muslo y tobillo-pie por igual las regiones donde mayor número de lesiones asientan y con mayor frecuencia se convierten en recidivantes. En las mujeres sin embargo, tobillo-pie ocupa el segundo lugar en frecuencia de lesiones a lo largo de su carrera y el séptimo en recidivas; en ellas es la región lumbar la que ocupa el primer puesto en cuanto a lesiones y recidivas, la rodilla el tercer puesto en ambas clasificaciones, y la región dorsal ocupando el cuarto lugar en frecuencia de lesiones durante la carrera, es la segunda en cuanto a recidivas. Las lesiones de muñeca-mano, y las de muslo son poco frecuentes en mujeres y no recidivan. En los varones las lesiones de columna lumbar y pantorrilla aparecen en el 20% de sujetos a lo largo de la carrera, pero no recidivan.

En el 90,6% de los bailarines, tras el entrenamiento diario, aparece dolor referido a los pies: diariamente en el 59,4%, y alguna vez a la semana en el 31,2%. Sólo en el 9,4% restante, la aparición de dolor es excepcional. En las mujeres predomina la aparición diaria (62,8%), mientras que en los varones es tan frecuente diariamente como excepcionalmente.

Las lesiones de piel y anejos en el pie, hasta el momento del estudio, sólo han afectado a 9 mujeres (28,1% de los sujetos). Estas lesiones se concentran en 4 bailarinas, de modo que el 12,5% de los encuestados ha sufrido el 69,2% de ellas. Las afecciones más frecuentes son: onicolisis, ampollas y fisuración de piel plantar.

La fórmula digital en el 93,7% de los sujetos es similar en ambos pies, predominando el pie egipcio (62,5%); le sigue en frecuencia el pie 1=2>3>4>5 (18,8%), el pie griego (14%), y por último el pie cuadrado (4,7%). Los problemas de piel y faneras parecen concentrarse sin embargo, en los pies cuadrados, afectando al 66% de los mismos, y pies griegos, afectando al 44,4%. Los pies egipcios, y los que tienen 1º y 2º dedos de igual longitud, son los menos afectados por estas patologías, a pesar de tener las fórmulas más frecuentes.

La hiperqueratosis plantar muestra una alta prevalencia, afectando al 81,2% de los bailarines de forma bilateral. Se concentra en la zona de antepié y dedos, primer dedo y metatarsianos centrales, dejando libre el talón.



Las lesiones que afectan a dedos aparecen aproximadamente en la mitad de los sujetos. La hiperqueratosis en el dorso de los dedos, afecta a todos ellos, localizándose prioritariamente sobre 2º y 4º dedos, y afectando en menor medida al 5º. La deformidad en martillo afecta al 31,2% de los sujetos, localizándose prioritariamente en 2º-4º dedos. Las lesiones ampollas o sus secuelas son muy escasas, sólo se ven en un sujeto, afectando a dorso de dedos en ambos pies, y en relación al estreno de calzado de baile (zapatos).

La angulación del primer radio a nivel de metatarsofalángica es igual en ambos pies, oscilando entre  $-4^\circ$  (hallux aducto) y  $+19^\circ$  (hallux abducto). Tras entrenar existe tendencia al incremento de dicha angulación, aunque sólo es significativo en las mujeres en pie izquierdo. El porcentaje de pies con hallux valgus ( $>8^\circ$  de angulación) aumenta en ambos pies tras entrenar; también aumenta el porcentaje de sujetos con hallux valgus bilateral. El 45,8% de los sujetos explorados no presenta hallux valgus uni o bilateral, ni antes, ni después de entrenar. La angulación del primer radio, tanto en condiciones basales, como tras entrenar, no guarda relación estadística con los años bailando, ni con la edad de inicio en la danza en general, o en el ballet y en la danza española en particular. Con la edad del sujeto la relación es muy débil e inversa ( $r=-0,4$ ): a más edad, menor angulación tras entrenar. El hallux valgus se acompaña de hipertrofia de la cabeza del primer metatarsiano en el 71% de los casos en pie izquierdo, y en el 43% en pie derecho; sin embargo, la pronación del primer dedo sólo aparece en el 29% de los pies con hallux valgus antes y después de entrenar, y en ningún caso se observa bursitis en la articulación.

La dorsiflexión pasiva de la primera metatarsofalángica muestra un valor medio de  $97,7^\circ$  en pie derecho y  $102,3^\circ$  en pie izquierdo, es mayor en los varones, y en las mujeres es significativamente mayor en pie izquierdo.

La presencia de dolor en interlínea metatarsofalángica presenta alta frecuencia, 53,1% en pie derecho y 40,6% en izquierdo, siendo bilateral en el 37,5% de los bailarines. En más del 80% de los pies derechos e izquierdos se localiza en la cara dorsal de la articulación y con menor frecuencia en plantar. El 94% de las interlíneas dolorosas presentan osteofitosis dorsal palpable, estando libres de osteofitos sólo el 6% de las interlíneas dolorosas. De los diversos factores analizados en relación al dolor localizado en interlínea, sólo se encuentra relación con la edad de los sujetos, y con el porcentaje de impulso soportado por primer dedo de pie derecho en bipedestación.

## DISCUSIÓN

La presencia de una interfalángica del primer dedo en valgo se observa en la mayoría de los pies, 72% los derechos y 75% de los izquierdos, con carácter bilateral y acompañada de pronación del primer dedo. Afecta preferentemente a las mujeres: 81,5% frente al 20% de los varones. No se observa desviación en varo del 5º dedo.

En la articulación tibiotarsiana no aparece dolor a la movilidad pasiva dentro de los rangos de movimiento normales. A la palpación, sin embargo, se desencadena dolor en ambos tobillos en más del 60% de los bailarines, localizándose principalmente en bolsa calcánea; el tendón de Aquiles se ve afectado con alta frecuencia también en ambos pies, manifestando un cuadro de tendinosis en el 9,4% de la muestra.

Teniendo en cuenta que el 74% (20) de las mujeres y el 80% (4) de los varones, presentan molestias en la exploración en uno u otro tobillo (derecho o izquierdo), y que el 70,4% (19) mujeres y el 60% (3) de los varones presentan molestias en la articulación metatarsfalángica del primer dedo en uno u otro pie, son en conjunto un 81,5% (22) de las mujeres y un 80% (4) de los varones, los que presentan molestias en la exploración en la unidad tobillo/pie (derecho, izquierdo o ambos), en relación a las estructuras estudiadas en este trabajo.

La inclinación del talón, valorada goniométricamente, indica una moderada desviación en valgo, similar en ambos pies, y mayor en los varones.

En bipedestación normal en condiciones basales, ambos arcos plantares tienen igual altura, 3,5 cm; sin embargo al realizar demiplié es 1,5 mm más alto ( $p < 0,05$ ) el de pie derecho. Entre ambas posiciones, bipedestación normal y demiplié, en el 65,6% de los pies se produce un descenso al realizar demiplié, que es significativo sólo en pie izquierdo con un valor relativo del +7,7%. En el 10,9% de los pies la altura del arco no varía con la flexión de rodillas y en el 23,4% aumenta. Es decir, en condiciones basales al realizar semiflexión de rodillas en cadena cerrada, partiendo de la bipedestación relajada, el arco plantar interno de pie izquierdo sufre un descenso, pero no el de pie derecho.

Tras el entrenamiento, ambos arcos tienen altura similar (3,3 cm) tanto en bipedestación normal como al hacer demiplié. Aunque exista una tendencia media, más acusada en pie derecho, al descenso del arco plantar al hacer demiplié, esa variación en la altura no es significativa ( $p > 0,05$ ).

## DISCUSIÓN

Entre antes y después de entrenar, en bipedestación normal, el arco plantar interno desciende 2,8 mm en pie derecho y 2 mm en izquierdo ( $p<0,05$ ), afectando al 59,4% de los pies y suponiendo un descenso medio del arco del +5,9%; este descenso es independiente de la longitud del pie. La edad del sujeto tomada aisladamente, la edad inicio en la danza, marca del zapato de baile y tiempo de entrenamiento total y de cada tipo de danza, no son factores que influyan en el descenso del arco plantar interno. Sólo muestra relación, en pie derecho, con la flexibilidad del arco plantar y la edad del sujeto, y en izquierdo moderada relación con flexibilidad del arco asociada a la angulación del primer radio. En ambos pies la relación entre el descenso del arco y la flexibilidad del mismo antes y después de entrenar es lineal, siguiendo el mismo modelo de regresión ( $\ln HND = a \times \ln HDpA + b \times \ln HDpD - \text{Edad}$ ), sin embargo se ajusta mejor el pie derecho.

Entre antes y después de entrenar, el arco plantar interno en demiplié desciende en el 59,3% de los pies, con un valor medio de 2 mm en pie derecho ( $p<0,05$ ) y 0 mm en izquierdo ( $p>0,05$ ), suponiendo un descenso medio del arco del +2,5%; entre los arcos plantares de ambos pies, la respuesta al entrenamiento es diferente ( $p<0,05$ ): el arco plantar derecho en demiplié desciende tras entrenar (+5,6%) y el izquierdo asciende (-0,77%). La variación en la altura del arco en demiplié se relaciona con el factor tiempo de entrenamiento total: a mayor variación en dicha altura entre antes y después de entrenar, mayor es la influencia del tiempo de entrenamiento, es decir el tiempo de entrenamiento no sería responsable del descenso del arco, pero sí haría que este fuera más marcado.

Se observa una tendencia al aumento de las dimensiones de la huella plantar tras el entrenamiento, pero sólo varía significativamente el ancho metatarsal de pie izquierdo, que sufre un incremento de 8 mm ( $p<0,05$ ). Esta determinación, ancho metatarsal, es la única que muestra diferencias entre ambos pies, y sólo antes de entrenar, siendo 1,1 cm mayor en pie derecho que en izquierdo ( $p<0,05$ ); tras el entrenamiento no hay diferencias en las dimensiones de la huella plantar de ambos pies.

Antes de entrenar el 23,4% de los 64 pies presentan huella normal y el 76,6% pie cavo; tras entrenar el 15,6% tiene huella normal, y el 84,4% pie cavo. El cavismo presenta un valor medio moderado, y las huellas normales un valor medio normal-cavo. No se observan pies planos. El tipo de huella más frecuente es el que se corresponde con pie cavo, tanto antes como después de entrenar: el pie derecho antes y después presentan pie cavo de media, el

izquierdo sólo antes de entrenar, porque luego pasa a ser normal-cavo. En pie derecho la tendencia tras el entrenamiento es al incremento del grado de cavismo, en un 0,7% de media; en el pie izquierdo, sin embargo, disminuye el grado de cavismo un 2,5%. El cambio más frecuente es de normal-cavo a cavo, y sólo en el 26,5% de las huellas las variaciones entre antes y después de entrenar suponen un cambio de grado.

El estudio cinético realizado mediante plantillas instrumentadas, indica que ambos pies en el grupo estudiado reciben igual presión e impulso, tanto en estática como durante la marcha, siendo en este último caso también igual el pico máximo de presiones ( $p > 0,05$ ).

Comparando entre las mismas regiones plantares de ambos pies, existen diferencias respecto al impulso, actuando la fuerza durante más tiempo en articulación metatarsofalángica del primer dedo y cabeza metatarsiana correspondiente en pie izquierdo ( $p < 0,05$ ), y sobre 5º metatarsiano y cabeza metatarsiana correspondiente en derecho ( $p < 0,01$ ); respecto a la presión es mayor en estática en mitad anterior y mitad posterior del talón izquierdo ( $p < 0,01$ ), tomadas separadamente. Comparando por sensores, en el pie derecho son mayores las fuerzas por unidad de superficie, y actúan más tiempo ( $< 0,05$ ) en la región posteromedial del arco plantar interno (en estática), así como en relación a cabeza de 5º metatarsiano y 4º-5º dedos (en estática y dinámica).

El CDG se localiza, en todos los sujetos del grupo estudiado, en el espacio situado entre la cara interna de ambos mediopiés, a nivel del arco plantar interno, sufriendo una oscilación mayor en dirección anteroposterior ( $p < 0,01$ ).

Los CDP parciales en estática se sitúan, en todos los sujetos y en ambos pies, dentro de la región central de mediopié. Durante la marcha no existen diferencias entre ambos pies en la PCDP ( $p > 0,05$ ).

Entre estática y dinámica, las presiones se cuadriplican: pasan en pie derecho de 48 N/cm<sup>2</sup> a 201,5 N/cm<sup>2</sup>, y en izquierdo de 50 N/cm<sup>2</sup> a 204 N/cm<sup>2</sup>. Los impulsos, sin embargo, son 3,7-3,9 veces mayores en estática: en pie derecho 731 Ns en estática frente a 196 Ns en dinámica, y en izquierdo 772 Ns frente a 94 Ns. En una medición de las fuerzas que actúan sobre la superficie plantar durante un tiempo dado, como la que aquí se realiza, en cada sensor y la región por él testada, la fuerza por unidad de superficie es mayor en dinámica ( $p < 0,01$ ), pero el tiempo durante el que actúa dicha fuerza es mayor en estática ( $p < 0,01$ ). Son regiones de baja presión dinámica relativa, la zona posteromedial de ambos arcos plantares; son

regiones de bajo impulso relativo en bipedestación, la zona central-medial de arco interno en ambos pies, la zona anterior de dicho arco en pie derecho, y 1º, 3º- 4º dedos de pie derecho.

En valor porcentual, comparando las presiones plantares dentro de cada pie, en pie derecho son mayores en dinámica, y en pie izquierdo en estática ( $p<0,05$ ). Antepié y mediopié reciben igual porcentaje de presiones ( $p>0,05$ ) en ambas situaciones; en talón disminuyen en dinámica un 6% en pie derecho ( $p<0,05$ ) y un 7,5% en izquierdo ( $p<0,01$ ); en dedos se duplican ( $p<0,01$ ) durante la marcha. Dentro del antepié, en dinámica aumentan las presiones significativamente un 1-3,5% en relación a cabeza de 2º-3º metatarsianos en ambos pies, y en pie izquierdo además, en primer metatarsiano (2,5%). En cabeza de 5º metatarsiano disminuyen en dinámica un 1,5-4% ( $p<0,001$ ). En talón, que en estática recibe en su mitad medial aproximadamente el doble de presión que en su mitad lateral ( $p<0,01$ ), durante la marcha ve igualada la presión entre estas mitades; desaparecen también en dinámica, las diferencias existentes entre los talones de ambos pies y señaladas anteriormente, y en ambos talones, la presión en su mitad posterior es prácticamente doble ( $p<0,01$ ) de la sufrida en mitad anterior.

En función del porcentaje de presión registrado, las distintas regiones plantares, se clasificarían, tanto en estática como en dinámica, en tres rangos ( $p<0,01$ ), de mayor a menor: antepié, talón, y mediopié y dedos. Dentro del antepié las mayores presiones en estática y dinámica las sufren las articulaciones metatarsofalángicas centrales (2ª-4ª) correspondiendo a zonas de presión muy alta o extrema, sólo superada por la mitad interna de ambos talones durante la bipedestación. La zona más proximal de las cabezas metatarsianas, sufre en general, menores presiones que la correspondiente a articulaciones metatarsofalángicas. Primera y quinta metatarsofalángicas reciben menores presiones que el resto, en estática y dinámica. No obstante la cabeza del primer metatarsiano y su articulación correspondiente, que durante la bipedestación aparecen como regiones de moderada presión, ven incrementarse las fuerzas por unidad de superficie durante la marcha, pasando a ser zonas de alta o muy alta presión. Dentro del talón la presión en estática predomina en mitad medial, y en dinámica en mitad posterior ( $p<0,01$ ). El mediopié es una zona de baja-muy baja presión, en estática y dinámica, sólo la región correspondiente a 1/3 distal del quinto metatarsiano sufriría una presión moderada durante la marcha. En cuanto a los dedos, aunque en bipedestación el primero reciba más presión que los demás, todos por igual corresponden a zonas de baja-moderada presión;

durante la marcha el primer dedo pasa a ser una zona de alta o muy alta presión, mientras que el resto de los dedos siguen recibiendo baja-moderada presión ( $p<0,01$ ).

Comparando el porcentaje de impulso que sufre cada pie en estática con el que sufre en dinámica, las diferencias no son significativas ( $p>0,05$ ). Por regiones plantares, tampoco en mediopié de ambos pies se observan diferencias significativas en el porcentaje de impulso entre estática y dinámica, correspondiéndole alrededor del 9% del impulso total en ambas situaciones. Durante la marcha, en talón disminuye el impulso un 6-8% ( $p<0,01$ ) en ambos pies, y aumenta significativamente un 7% en antepié. En dedos el impulso sufre un incremento del 2-3% ( $p<0,01$ ) durante la marcha, lo que supone que en pie izquierdo se duplica. En antepié los mayores incrementos del impulso en dinámica se producen en la zona de 2<sup>a</sup>-4<sup>a</sup> metatarsofalángicas donde el incremento es del 3-4%; en las cabezas del 2°-4° metatarsianos es del 2%; los mayores incrementos se dan en relación al 2° metatarsiano que sufre en su zona distal un 4,5% más de impulso ( $p<0,01$ ); bajo primer metatarsiano el incremento es del 3,5% ( $p<0,01$ ), bajo 3°-4° metatarsianos del 2% ( $p<0,05$ ), y bajo 5° metatarsiano en pie derecho no hay cambios y en izquierdo disminuye un 2% el impulso en dinámica ( $p<0,05$ ). En la región del talón, su mitad lateral, sólo en pie derecho sufre durante la marcha un incremento significativo del impulso, siendo del 4% ( $p<0,05$ ). En su mitad anterior y en su mitad interna disminuye ( $p<0,01$ ) durante la marcha un 8% y un 10-11% respectivamente. La mitad posterior recibe igual impulso en ambas situaciones. En la región de los dedos el incremento del porcentaje de impulso durante la marcha se produce a expensas de 1°-2° dedos en ambos pies, y 3°-5° sólo en pie izquierdo, en el que aumenta un 1%, duplicándose ( $p<0,05$ ). En el primer dedo, valorado aisladamente, se duplica igualmente con un incremento del 2% en ambos pies ( $p<0,01$ ), y finalmente, en el segundo dedo, el incremento en dinámica es del 0,3-0,5% ( $p<0,05$ ).

En función del porcentaje de impulso registrado, las distintas regiones plantares presentan distinto patrón de impulso en bipedestación y durante la marcha, de modo que se clasifican, en dos rangos en estática ( $p<0,01$ ), correspondiendo de mayor a menor, a antepié y talón, y mediopié y dedos; y en tres en dinámica ( $p<0,01$ ), correspondiendo de mayor a menor a antepié, talón, y mediopié y dedos. La región del talón en ambos pies se sitúa siempre en la zona de impulso alto-muy alto-extremo; en estática sufre los máximos impulsos la mitad interna del talón, y durante la marcha su mitad posterior ( $p<0,01$ ). Los sensores

correspondientes a mediopié, en los dos pies y en ambas situaciones, están en la zona de impulso muy bajo-bajo-moderado, recogiendo mayores impulsos en arco plantar externo que en interno, aunque sólo sea significativo ( $p<0,01$ ) para 1/3 distal de quinto metatarsiano, en bipedestación en pie izquierdo, y durante la marcha en pie derecho. El antepié en ambos pies y tanto en dinámica como en estática, se sitúa en la zona de impulso moderado a extremo, siendo junto con talón la región plantar que más fuerzas soporta en el tiempo, y superando a éste durante la marcha. Los mayores impulsos registrados en bipedestación se dan en relación a las articulaciones metatarsofalángicas, a excepción de la metatarsofalángica del primer dedo que soportaría igual impulso que las cabezas metatarsianas. La zona situada en relación a la metatarsofalángica del 3º radio aparece siempre como zona de impulso extremo. En dinámica las articulaciones metatarsofalángicas de 2º-4º radio aparecen como zonas de impulso extremo, y como en estática, las cabezas metatarsianas reciben menos impulso que sus correspondientes articulaciones metatarsofalángicas. La 1ª y 5ª metatarsofalángica aparecen como zonas de impulso alto o muy alto, equiparable al soportado por cabezas metatarsianas. Por último los dedos se sitúan en la zona de impulso muy bajo-bajo-moderado, en estática el primer dedo recibe mayor impulso, pero no de forma significativa; en dinámica nuevamente es el que mayor impulso recibe, pero sólo es significativa ( $p<0,01$ ) la diferencia con 5º dedo pie izquierdo.

Al comparar los valores porcentuales de presión e impulso, se encuentra que en estática y dinámica, la superficie plantar total recibe igual proporción de ambos; dentro de ésta, son zonas de igual presión e impulso en estática, antepié de ambos pies, y en dinámica ambos talones, ambos mediopiés, y 1º-2º radios en pie derecho. Son zonas de mayor presión relativa la mitad posterior y la mitad anterior de talón izquierdo en estática ( $p<0,01$ ), siendo un 6% y un 13% respectivamente mayor la presión que el impulso durante la bipedestación; los dedos, juntos o separadamente, son una región que recibe de forma significativa mayor presión que impulso en todas las situaciones y en ambos pies, oscilando la diferencia en bipedestación entre un 0,3-2% y durante la marcha entre 1-5%. Predomina significativamente el impulso, en estática, en el talón completo en ambos pies, recibiendo un 1% más de impulso; en pie derecho además es proporcionalmente mayor por zonas: en la mitad interna, la mitad posterior y la mitad anterior. La región del mediopié en bipedestación recibe en ambos pies un 0,4-2% más de impulso ( $p<0,01$ ). En antepié en dinámica predomina el impulso sobre la presión en ambos

pies, siendo un 4,5-5% ( $p<0,01$ ) mayor que la presión; dentro del antepié izquierdo mantienen este patrón todas las regiones estudiadas, y en el antepié derecho sólo las cabezas de 2°-5° metatarsianos y las metatarsofalángicas de 3°-5° radios.

El tiempo de contacto de ambos pies con el suelo en el grupo estudiado tiene una duración media de 1600,25 ms; a la fase de apoyo de la marcha de pie derecho le corresponde el 50,69% de dicho tiempo, y a la de pie izquierdo el 49,3% restante, sin que la diferencia sea significativa ( $p>0,05$ ). Tampoco existen diferencias entre ambos pies en el tiempo durante el que talón, mediopié y antepié contactan simultáneamente con el suelo (subfase de choque y apoyo de antepié), ni en el tiempo de contacto de los dedos con el suelo antes de iniciar el doble apoyo (subfase de contacto de los dedos). Las diferencias entre ambos pies se observan respecto al tiempo empleado en el choque y apoyo del talón, previo al contacto de antepié (subfase de choque y apoyo del talón), tanto en valor absoluto como en porcentual, siendo un 1,1% superior la duración de esta etapa en pie izquierdo ( $p<0,01$ ). El doble apoyo, es más prolongado en pie izquierdo, es decir cuando se inicia el apoyo del pie derecho, el pie izquierdo prolonga 41,42 ms de media ( $p<0,01$ ) su contacto con el suelo, más de lo que en equivalente situación hace el pie derecho, sin embargo, valorada la duración del doble apoyo como porcentaje de toda la fase de apoyo de la marcha, no existe tal diferencia entre ambos pies ( $p>0,05$ ). Respecto al desarrollo de la fase de apoyo y el solapamiento de sus distintas etapas, el 65,6% de los bailarines presenta un comportamiento similar en ambos pies; en el 78,1% de los pies, los dedos entran en contacto con el suelo cuando aún no ha despegado el talón; en el 31,2% de los pies el antepié está apoyado en el suelo cuando los dedos despegan del mismo, es decir, antepié y dedos pierden contacto con el suelo simultáneamente; en el 68,7% restante, primero despegan antepié, y luego dedos. En cuanto a la etapa final de la fase de apoyo, el despegue de los dedos, tiene lugar en ambos pies, preferentemente a través de primer y segundo dedos: en el pie derecho a través de segundo dedo en el 50% de los sujetos, y en izquierdo a través de primer dedo en 40,6% de los sujetos. Otras zonas plantares, por las que despegan el 23,4% de los pies estudiados, son: metatarsofalángica del 2° dedo (25% de los pies derecho y 18,7% de los izquierdos), y región correspondiente a cabeza del 2° metatarsiano en el 3,1% de los pies izquierdos.

Mediante análisis de regresión se pretende establecer la relación entre las determinaciones obtenidas mediante los tres sistemas empleados en la valoración del apoyo



plantar: altura del arco plantar interno valorada en tuberosidad del escafoides, clasificación de las huellas plantares según el método de Hernández-Corvo, y presiones e impulsos plantares en bipedestación normal obtenidos mediante el sistema Parotec®. Sólo se encuentra una relación lineal moderada en pie derecho entre %X (fotopodograma) y la altura del arco plantar en condiciones basales ( $r^2 = 0,52$ ) y tras entrenar ( $r^2 = 0,64$ ), y entre %X y presiones plantares por regiones tras entrenar ( $r^2$  entre 0,59 y 0,66 para todas las regiones). Mediante regresión exponencial se obtiene en pie izquierdo una relación moderada entre el impulso en mediopié y la altura del arco plantar tras el ejercicio ( $r^2 = 0,46$ ), de modo que al disminuir la altura del arco aumenta el impulso en esa región, y entre el impulso en ambos mediopiés tras entrenar y el %X ( $r^2 = 0,4$  para pie derecho, y  $r^2 = 0,51$  para el izquierdo), de modo que al disminuir el grado de cavismo, aumenta el impulso en esa zona. La correlación es nula en ambos pies entre la altura del arco plantar y las presiones plantares tras entrenar, y entre el porcentaje el %X y el impulso plantar tras entrenar en talón, antepié, y dedos. En pie izquierdo entre el %X y la altura del arco plantar tanto en condiciones basales como tras entrenar; entre el %X y las presiones plantares, y entre la altura del arco y el impulso en talón, antepié y dedos. En pie derecho, no existe correlación entre la altura del arco y el impulso plantar en ninguna región.

El 77% de las mujeres presentan genu recurvatum y el 80% de los varones genu neutro según un plano sagital. Según un plano frontal el genu neutro es la forma más frecuente en el grupo y en ambos sexos. Se desencadena dolor en la exploración de ambas rodillas en el 84,4% de los sujetos, localizándose prioritariamente en relación a la rótula: faceta interna, pico y faceta externa.

En la columna vertebral se observan signos de deformidad en el 81,2% de los sujetos, relacionados, por orden de frecuencia con: escoliosis, hiperlordosis lumbar e hipercifosis dorsal. La mayoría de los sujetos no presenta dolor en la exploración del raquis (53,1%), padeciendo éste sólo las mujeres, y afectando prioritariamente a los subgrupos con lordosis lumbar: en el 100% de los sujetos con hiperlordosis lumbar, en el 75% de los clasificados como escoliosis+hiperlordosis lumbar, y en el 66% del subgrupo con escoliosis+cifosis+lordosis. No obstante, el 33,3% de los bailarines, sin alteración del eje axial observable, presentaban dolor en la exploración. En las 15 bailarinas que manifiestan dolor, éste se localiza por orden de frecuencia en ambas articulaciones sacroilíacas, región dorsal y

región lumbar, de modo que el 48,1% de todas las mujeres manifiesta molestias en región lumbosacra.

La diferencia en la longitud de ambas extremidades es de 0,3 cm en el grupo. No existe disimetría en el 75% de los sujetos. Ésta, está presente sólo en el 29,6% de las mujeres, con un valor medio de 0,83 cm. El 100% de las bailarinas con disimetría manifiestan dolor en la exploración de ambas rodillas.

En la valoración goniométrica de extremidades inferiores, en todos los sujetos explorados, y en las tres posiciones estudiadas, se encuentra anteversión pélvica. En bipedestación normal, el valor medio en el grupo es de 13°, con una moda de 10°. Los varones muestran en todas las posiciones menos grados de anteversión que las mujeres. En el grupo la menor anteversión (9,7° de media y 6° de moda) tiene lugar al estar en bipedestación con calzado de baile; las mujeres siguen la misma pauta. En los varones, no obstante, el valor medio menor se observa durante la posición de baile. La anteversión pélvica en el grupo, es 4,14° menor con calzado de baile que con el sujeto descalzo ( $p < 0,01$ ), y 2,96° menor en posición de baile con calzado de baile que con el sujeto descalzo ( $p < 0,01$ ); el ángulo de versión pélvica no varía entre la bipedestación calzado y la posición de baile ( $p > 0,05$ ).

Respecto a la flexión de la rodilla durante el zapateado, tiene un valor medio en el grupo de 28,13° y 30° de moda, siendo aproximadamente 8° superior en las mujeres.

En relación al ciclo menstrual femenino, todas las mujeres del grupo estudiado son pos-menárquicas; la edad media de la menarquia es de 13,3 años (10-16 años); el 3,7% ha tenido amenorrea primaria. El 88,9% tiene una periodicidad menstrual media de 29 días (20-50 días), mientras que el 11,1% sufre irregularidad menstrual. La duración media de la menstruación es de 5,27 días (3-15 días). Presenta eumenorrea el 77,7% de las bailarinas, oligomenorrea el 3,7%, y polimenorrea el 7,4%. Con anterioridad a la realización de este estudio, había sufrido amenorrea secundaria el 25,9% de las bailarinas, con una duración media de 3,7 meses (3-6 meses), y sólo en un caso de repetición. El 77,7% de las mujeres sufre dismenorrea, con carácter habitual en el 51,8% de las bailarinas del grupo y ocasional en el 25,9%. El 55,5% de las encuestadas consume medicación, analgésicos y antiinflamatorios no esteroideos, con el fin de aliviar la sintomatología: el 92,8% de las que padecen dismenorrea habitualmente y el 28,5% de las que la padecen esporádicamente. El 3,7% ha

padecido metrorragia en relación a un quiste ovárico funcionante. Ninguna de las bailarinas estudiadas ha tenido embarazo, parto o aborto previo.

El 12,5% de los sujetos, 4 mujeres y un varón, ha sufrido diversos trastornos genitourinarios a lo largo de su vida, excluida la incontinencia urinaria, siendo en un caso de repetición. El tipo de patología referida es: infección urinaria, prurito vulvar y dificultades miccionales.

Refiere pérdidas involuntarias de orina durante la ejecución de algún esfuerzo físico el 43,7% de los sujetos: el 48,1% de las bailarinas y el 20% de los varones. De los sujetos con incontinencia urinaria de esfuerzo, sólo dos mujeres habían padecido otros trastornos genitourinarios previos (infección urinaria). En el 28,6% de los sujetos con incontinencia urinaria, ésta se manifiesta durante la danza y otras actividades; en el 35,7% sólo bailando; y en el 35,7% restante, sólo durante otras actividades distintas de la danza. De las nueve bailarinas en las que la incontinencia aparece en relación a la danza, de forma exclusiva o combinada con otro tipo de esfuerzos, refieren episodios esporádicos el 88,9 %, y periodicidad semanal sólo en un caso. Las 2 mujeres que recuerdan la edad de inicio de dichos episodios, señalan los 16 y 20 años. En estas nueve bailarinas con incontinencia de esfuerzo en relación a la danza, que suponen el 28,1% de toda la muestra y el 33,3% de las mujeres, el ballet clásico se relaciona con los episodios en el 55% de los casos, mientras que en el 45% restante no se identifica un tipo de danza concreto. Los pasos de danza en que suelen aparecer las pérdidas son, saltos (77%) y equilibrios (22,2%), gestos relacionados principalmente con el ballet; en los saltos se produce tanto en la impulsión, como en la recepción y en los grandes saltos. El 22% relaciona las pérdidas involuntarias de orina con movimientos propios de la danza española, como es el zapateado, y dentro de éste, sólo con el de intensidad fuerte. En el 55% de los casos las pérdidas tienen lugar durante las clases, en el 22% ocurren durante los exámenes y representaciones, y en el resto de bailarinas se dan indistintamente. Entre las actividades diferentes de la danza, y causantes de incontinencia urinaria, los sujetos citan sólo dos: reír (66,6%) y estornudar (33,3%). En este caso los episodios ocurren “a veces” en el 36,4% y “rara vez” en el 63,6% de los sujetos, en ningún caso es referida alta frecuencia, o un único episodio. En cinco bailarinas (35,7% del grupo con incontinencia, y 18,5% de las mujeres), todas ellas con pérdidas urinarias durante la danza, estos episodios son considerados

un problema, o se han visto obligadas a cambiar de hábitos (usar protección preventiva) y/o han consultado con alguien.

En el grupo de 14 sujetos con incontinencia de esfuerzo en cualquier situación (en la vida normal + durante la danza + en ambas situaciones), la presencia de pérdidas urinarias guarda una relación moderada ( $r^2=0,45$ ) con la flexibilidad del arco interno del pie derecho antes de entrenar. En el grupo (5 mujeres) con incontinencia de esfuerzo sólo durante la danza, ésta se relaciona con la flexibilidad del arco en condiciones basales ( $r^2=0,48$ ), pero en el grupo (4 mujeres) en que se producen pérdidas involuntarias de orina durante actividades de la vida normal y durante la danza, la flexibilidad del arco en condiciones basales sólo explicaría el 33% de esas pérdidas, sugiriendo la coexistencia de otros factores. En el grupo formado por las 9 bailarinas con incontinencia durante la danza, sólo o también durante otras actividades, existe una asociación media ( $r^2=0,64$ ) en pie derecho y alta ( $r^2=0,71$ ) en izquierdo, entre la flexibilidad del arco plantar interno y la presencia de incontinencia; esta asociación es más fuerte en el grupo con incontinencia sólo bailando que en el grupo que la sufre en situaciones diversas, para el que habría que buscar más factores causales. En este grupo de 9 bailarinas, la relación entre incontinencia y flexibilidad del arco tras entrenar es alta ( $r^2=0,76$ ) para pie derecho y moderada para izquierdo ( $r^2=0,57$ ), siendo nuevamente más fuerte en las que la padecen sólo bailando. La mera altura del arco plantar muestra una relación moderada ( $r^2=0,58$ ) con la incontinencia, menor que el factor flexibilidad del arco estimado a partir del coeficiente de variación. No obstante la relación sigue siendo mejor en el grupo con incontinencia sólo bailando.

El grupo que no padece incontinencia urinaria, muestra tras entrenar, tendencia al estrechamiento de la huella (porcentaje de variación medio  $=-1,24$ ), y en el grupo con incontinencia se produce ensanchamiento de la misma (porcentaje de variación medio  $=+4$ ). No obstante, no existe relación ( $r^2=0,009$ ) entre la clasificación fotopodográfica de la huella en condiciones basales, en función del %X, y la presencia de incontinencia urinaria en el grupo de 9 bailarinas que presentan incontinencia al bailar.

Los datos recogidos referentes al sistema circulatorio, revelan que ningún sujeto refiere haber padecido flebitis, en la exploración no se encuentran venas varicosas en extremidades inferiores, sólo en el 9,3% de los sujetos son observables telangiectasias subcutáneas, y los pulsos arteriales, tibial posterior y pedio, son normales en todos los sujetos en ambos pies. El

40,6% de los bailarines, un varón y 12 mujeres, dice haber padecido problemas gastrointestinales en alguna ocasión, 2 sujetos no especifican el tipo de molestia, entre los que sí lo indican, por orden de frecuencia, consiste en: estreñimiento (25% de la muestra), flatulencia (9,3%), reflujo gastroesofágico (6,2%) y colon irritable (3,1%). En cuanto a la aparición de trastornos del equilibrio y/o lesiones relacionadas, dicen haberlos sufrido el 28,1% del grupo, un varón y ocho mujeres, siendo por orden de frecuencia: mareo (28,1% de la muestra), esguince cervical (6,2%) y vértigo (6,2%); existe relación entre el esguince cervical y la presencia de mareos ( $p<0,001$ ). El 31,2% de los sujetos encuestados ha sido sometido a cirugía previamente, afectando al aparato locomotor en el caso de dos bailarinas (6,2% de la muestra), en relación a meniscopatía. El 12,5% del grupo ha sufrido otros procesos patológicos de diversa índole, y el 21,8% se manifiesta alérgico a distintos productos, orgánicos e inorgánicos.

## 6.2. DISCUSIÓN DE HALLAZGOS

### 6.2.1. Características del entrenamiento

En el presente estudio, la proporción mujeres/hombres que termina su carrera de danza española en el Real Conservatorio Profesional de Danza de Madrid es 4,5/1. Este dato concuerda con el hecho habitual de ser la danza practicada prioritariamente por mujeres. Lamata y cols. (1988) encuentran que de los 234 alumnos (de ballet y danza española) matriculados en la Escuela Superior de Arte Dramático Danza y Música de Murcia, durante el curso 85-86 sólo uno era varón. Más recientemente, la guía sobre los ‘Recursos de la Danza en España’ (Centro de Documentación Musical, 1995), recoge que el 66% de los profesionales (bailarines, docentes y coreógrafos) que figuran son mujeres (proporción 1,9/1), y ya en el siglo XXI, Askling y cols. (2002) encuentran, que el 78% de los estudiantes siguiendo estudios profesionales en la Ballet Academy de Estocolmo son mujeres, existiendo en este grupo una proporción entre mujeres y hombres 3,5/1.

La media de edad de comienzo en la danza en el grupo estudiado es 4,5 años superior en los varones que en las mujeres. En el estudio realizado por Lewis y cols. (1997) en bailarines profesionales retirados, la mayoría de las mujeres empezó a estudiar danza entre los 2-11 años, y todas antes de los 14 años, sin embargo todos los varones iniciaron sus estudios

después de los 5 años, algunos incluso a los 24 años, datos que concuerdan con los del presente trabajo.

A priori, estos hallazgos contradicen la asunción de que los varones practican deporte con más frecuencia que las mujeres (Casimiro y cols., 2001; Davison y cols., 2002), siendo considerada la variable “sexo masculino” como una de las que motivan a realizar ejercicio físico con asiduidad. No obstante, la razón de la discrepancia entre la danza y el resto de actividades físicas podría residir en la explicación que Ryan y Stephens (1987) dan a este comienzo “tardío” de los estudios de danza en los varones estadounidenses; según estos autores, los prejuicios sociales determinan que los varones comiencen sus estudios de danza 4-9 años más tarde que las mujeres, debido a que la danza no parece considerarse una ocupación apta para hombres. Concretamente en el grupo estudiado por estos autores, la edad de comienzo era 5 años más tardía en los varones, y la proporción mujeres/hombres era 6,5/1.

En cuanto a la edad media de los estudiantes de danza española del presente trabajo (19 años las mujeres y 21 los varones), es equiparable a la encontrada por otros autores en estudiantes de danza avanzados, donde los varones, según los trabajos, tienen una media de 19-22 años (Ryan y Stephens, 1987; Hergenroeder y cols., 1991a; Askling y cols., 2002), y las mujeres, entre 15 y 21 años (Ryan y Stephens, 1987; Clarkson y cols., 1989; Hergenroeder y cols., 1991a; Einsenman y cols., 1995; Dahlström y cols., 1997; Foldes y cols., 1997; To y cols., 2000; Yannakoulia y cols., 2000; Askling y cols., 2002). No obstante, la experiencia y dedicación a la danza en el grupo aquí estudiado es superior (empezaron antes, llevan más años entrenando seriamente y dedican más horas a la semana) que la referida por Clarkson y cols. (1989) y Ryan y Stephens (1987) en estudiantes pre-profesionales de ballet (13-17 h/sem). El grupo de bailarines pre-profesionales estudiado por Dahlström y cols. (1997) tiene igualmente 9-10 años de experiencia, pero la media de dedicación semanal es sólo de 20 h. En el grupo estudiado por Hergenroeder y cols. (1991a) las mujeres tienen un inicio más temprano (5 años) y los varones similar (11 años), pero nuevamente las horas de entrenamiento semanal son menos en ambos sexos (16 h/sem y 23 h/sem respectivamente). Los estudiantes de clásico y contemporáneo valorados por Askling y cols. (2002), aunque entrenan aproximadamente las mismas horas a la semana (23 h de media en el grupo), llevan menos años dedicados a la danza (6,1 años). Las bailarinas pre-profesionales de distintos tipos de danza, estudiadas por Yannakoulia y cols. (2000), serían las únicas que presentan una

dedicación equiparable a la de las estudiantas de danza española, ya que la edad de inicio en la danza es similar, y aunque llevan más tiempo entrenando, y tienen una dedicación media semanal aproximadamente 4 horas mayor, sin embargo, su edad media también es 2,5 años superior a la de las estudiantes de danza española, lo cual justificaría las aparentes diferencias. En nuestro país, Doreste y Massó (1989) en bailarines profesionales de ballet clásico y contemporáneo, y Massó (1992) en profesionales y estudiantes (no especifica el tipo de danza), encuentran que los hombres tienen una experiencia menor a los aquí estudiados (7-8 años) y las mujeres superior (12-14), con una dedicación semanal superior en ambos sexos (32 h los varones y 26-29 h las mujeres). En el grupo de bailarinas profesionales de flamenco estudiado por Bejjani y cols. (1988) la media de edad es 43 años, con 23,5 años de experiencia y una dedicación semanal de 22 h. Teniendo en cuenta estos datos, y que los bailarines de danza española del presente trabajo son mayoritariamente (87,5%) estudiantes, con una edad media inferior a la de los bailarines profesionales mencionados, podemos deducir que el grupo está constituido por bailarines, que a pesar de su juventud portan una larga e intensa experiencia en la danza.

Se puede observar un rasgo común en todos los grupos de bailarines estudiados, incluido el referido en el presente trabajo: ya sean estudiantes o profesionales, e independientemente del tipo de danza practicado, los varones entrenan danza más horas semanalmente que las mujeres. Según Stephens (1987), el comienzo más tardío de los varones en la danza, va inevitablemente unido a una experiencia menor que la de sus *partenaires* femeninas, lo que les obliga a incrementar el número de clases semanales en un esfuerzo por compensar su tardío comienzo y alcanzar un nivel técnico equiparable al de las bailarinas.

La dedicación a la danza en estos jóvenes bailarines es prácticamente exclusiva, más si tenemos en cuenta que la mayoría desarrollaba paralelamente sus estudios académicos (en Instituto o Universidad), y 4 de ellos trabajan además profesionalmente. Es un hecho habitual en los bailarines, tanto estudiantes como profesionales, y sea cual sea el estilo practicado, que al ser preguntados por actividades de tiempo libre, sean pocos los que lo empleen en algo distinto de su baile. Menos frecuente aún es emplear ese tiempo en la realización de otro tipo de ejercicio físico, bien por prejuicios, ya que es frecuente la idea de que la mayoría de las actividades físicas pueden ir en detrimento del desempeño en la danza, o simplemente por cansancio. Esta observación subjetiva se ve corroborada en este estudio, donde sólo el 16% de

los encuestados dice practicar otro tipo de ejercicio. El ejercicio “extra” (distinto de clases, ensayos y representaciones), sólo en un sujeto alcanza el 29,5% de su tiempo total de trabajo físico semanal, tratándose de una persona que gustándole caminar, sólo consigue el tiempo necesario para ello yendo y volviendo andando de sus clases de danza. Clarkson y cols. (1989) señalan que las adolescentes estudiantes de ballet emplean entre 17 y 23 h/sem en entrenar este tipo de danza, a lo que se suman sus estudios académicos, dedicando solamente 1,6-1,8 h/sem a otras actividades. En un estudio más reciente Foldes y cols. (1997) señalan que el ejercicio de tiempo libre del grupo por ellos estudiado era de 4 h/sem, pero estos bailarines empleaban sólo 18 h/sem en el entrenamiento de danza. Sin embargo, Askling y cols. (2002) encuentran que los alumnos de la Ballet Academy de Estocolmo, con una dedicación al estudio en el centro académico similar a la de los estudiantes de danza española, tal como se mencionó con anterioridad, además estudiaban danza o bailaban fuera de dicho centro en el 50% de los casos, y el 25% entrenaba distintos deportes, lo que sumaba en total una media de 9 h/sem y suponía un 40% de su tiempo de entrenamiento semanal, porcentaje que en el presente estudio sólo alcanza y supera un bailarín que trabaja profesionalmente y hace musculación (sujeto 24, Tabla IV, p. 163); por otro lado, semejante exceso de actividad resulta sorprendente, incluso para los propios autores del citado estudio, que apuntan la sospecha de sobrentrenamiento.

El entrenamiento intensivo, se reparte en el grupo estudiado, esencialmente entre danza española y ballet clásico. Si tomamos los distintos tipos de danza aisladamente, a pesar de ser bailarines de danza española, predomina en el grupo la dedicación al entrenamiento del ballet clásico, tanto en horas semanales, como en años de entrenamiento. Las horas semanales dedicadas a la danza española varían mucho entre los sujetos, así como la dedicación semanal a cada estilo. No obstante el mayor porcentaje de tiempo por individuo (43,5% en el grupo, 44,9% las mujeres y 35,7% los varones), lo emplean en las formas que implican zapateado, flamenco y clásico español. Son las mujeres las que más tiempo dedican a entrenar estos estilos. Esta diferencia entre sexos es atribuible a dos razones: al hecho de que los varones, en relación a su más frecuente actividad profesional, desarrollada en el 60% de los encuestados frente al 3,7% de las mujeres, dedican un porcentaje de sus horas de entrenamiento a otros tipos de danza (contemporáneo, danza histórica) fuera del plan de estudios común, y que además, desarrollan profesionalmente sobre el escenario la actividad, que para la mayoría de



las mujeres es entrenamiento. Por otra parte, el menor número de varones estudiados va a impedir, en éste y en todos los aspectos estudiados, establecer una significación estadística en las diferencias halladas entre sexos.

Los tiempos de descanso anual varían mucho según el sujeto encuestado, y así entre los profesionales llega a ser nulo. Hay que tener en cuenta que el trabajo de un bailarín suele pagarse por hora bailada, y en muchos casos no reciben remuneración por los ensayos. Es decir, si se desea percibir un sueldo mensual, hay que trabajar todas las semanas del año, salvo que se pertenezca a una compañía estable, generalmente bajo subvención estatal. De esta forma, entre los estudiantes, todos tienen algún descanso anual, con una media de 2 meses, que entre los profesionales desciende a 3 semanas al año. Entre las mujeres, por el mismo motivo, ya que el 96,3% son sólo estudiantes, las vacaciones son de 2,6 meses, mientras que en los varones, el 60% profesionales, desciende la media a 1,2 meses. Askling y cols. (2002) encuentran, en los estudiantes pre-profesionales valorados por ellos, unos descansos anuales más prolongados, con una media de 4,25 meses al año, lo cual indica, que a pesar de la alta dedicación de este grupo de bailarines de clásico y contemporáneo durante el curso académico, su descanso anual duplica al de los bailarines de danza española del presente trabajo que sólo estudian, y sextuplica al de los que además ejercen actividad profesional.

Respecto a otros aspectos del entrenamiento, el 100% de los sujetos realiza calentamiento pasivo mediante el uso de prendas que incrementan o conservan la temperatura, mostrando predilección por las que cubren extremidades inferiores y cintura pélvica. El calentamiento activo antes de la clase, basado esencialmente en flexibilización articular y elasticidad muscular, lo realiza el 84,3% del grupo, en el 50% es inferior a 15', con una media de 14,85' lo cual debe ser considerado insuficiente si atendemos a la opinión de Peterson y Renström (1988), para quienes la duración mínima debe ser de 15-20'. No obstante, hay que tener en cuenta que el grupo aquí estudiado inicia la jornada con una clase de ballet, cuyos primeros 30-45' están compuestos por 'la barra', sucesión de ejercicios progresivos en intensidad y complejidad en los que se trabaja fuerza, flexoelasticidad, resistencia cardiovascular y coordinación, y que prepara a modo de calentamiento para el resto de la clase de ballet, y en este caso para el resto de la jornada. Más problemático es el calentamiento antes de los ensayos y representaciones, que realiza un porcentaje menor de bailarines (71,8%), aunque en este caso el 50% señala una duración superior a 15', con una media de 15,35'. Hay

que tener en cuenta que el ensayo en sí, supone un trabajo físico intenso en el que el bailarín prepara y repite hasta el aprendizaje los pasos que llevará al escenario. No es un trabajo técnico como la clase matutina, ya que realmente es bailar. En ballet clásico, por ejemplo, si el consumo relativo de oxígeno durante la barra es del 36% del  $\text{VO}_2\text{max}$ , durante los ensayos asciende al 80% (Schanz y Astrand, 1984). Esto significa que al menos el 50% de los bailarines estudiados se enfrenta a un trabajo físico intenso, como son los ensayos y representaciones, sin haber calentado debidamente.

La vuelta a la calma, siendo parte importante del entrenamiento deportivo para la descarga articular y muscular (Peterson y Renström, 1988), y para la normalización de las funciones cardiovascular y metabólica, en este grupo de bailarines de danza española está prácticamente ausente. Quizá al comportarse la danza como una actividad física con periodos breves de alta intensidad y corta duración (Cohen, 1987; Rimmer y cols., 1994; Dahlstrom y cols., 1996), seguidos de otros más largos de inactividad o baja actividad, el bailarín no sienta la necesidad de “volver a la calma”. A esto se une el hecho en el grupo estudiado, de entrenar un promedio de 5 h/d, 5 días en semana, sucediéndose una clase con otra, y cuando acaba la jornada de entrenamiento para algunos es el inicio de la laboral y para otros de la académica, obligando probablemente a relegar a un segundo plano la necesidad de relajación.

En este estudio se ha abordado el tema del calzado empleado para zapatear desde diversos aspectos; uno de ellos ha sido su duración y recambio. Los sujetos encuestados emplean aproximadamente 2 pares de zapatos o botines al año, que recambian en su mayoría cada más de 6 meses. Seis meses es el periodo de tiempo recomendado por Kulund (1990) para renovar el calzado deportivo, aunque el propio autor indica que no existe una periodicidad de recambio estándar, ya que ésta se ve influida por factores tales como el peso del sujeto, que en los bailarines de este estudio era normal o inferior a lo esperado, por las propias características biomecánicas del sujeto, y por la superficie sobre la que se entrena. En este estudio, el 59,4% de los bailarines consideraba que el suelo sobre el que entrenaba habitualmente, era duro. Otro aspecto valorado en el calzado ha sido su estado de conservación, hallándose que presentaban deformidad en la pala el 75% de los zapatos derechos y el 78,5% de los izquierdos, y desviación del tacón en varo o valgo el 56% de los pies derechos y el 72% de los pies izquierdos; en lo referente al desgaste de suela y tacón, éste se localiza en relación a la cabeza del primer metatarsiano en el 86% de los casos, y en el 75% de los sujetos en mitad externa del tacón. Otras

zonas con menor frecuencia de desgaste son los metatarsianos centrales, zona correspondiente a cabeza de quinto metatarsiano, y la mitad interna del tacón. En el caso de la suela, el desgaste debido al uso en algunos zapatos es tal que ésta llega a desaparecer, como se puede observar en la Figura 25 (p. 64) en relación a la cabeza de primer metatarsiano. Según Hernández-Corvo (1989) los atletas de alto rendimiento no deberían emplear para entrenar o competir el calzado hasta su desgaste total o avanzado, ya que las deformidades que sufre inciden en la biomecánica del pie. Todo lo anterior hace pensar que quizá la frecuencia de recambio del calzado de los bailarines pre-profesionales del presente estudio, dada la intensidad de su entrenamiento y la dureza de los suelos sobre los que trabajan, resulte insuficiente ya que sólo el 28% de los encuestados cambiaba el calzado de baile cada 6 meses o menos, y sin embargo su estado no era óptimo. La clave de esta baja frecuencia de renovación del calzado de trabajo puede estar en otro de los aspectos estudiados, que es el de los criterios por los que se escoge un determinado zapato o botín, ocupando el precio el 2º lugar en cuanto a la frecuencia en que es tenido en cuenta como criterio para la selección del calzado, y la larga duración el 4º puesto; en cuanto a la importancia que dicen otorgarles como criterios de selección ocupan respectivamente el 4º y 6º puesto. Otros criterios mayoritariamente tenidos en cuenta, y además considerados prioritarios, son la comodidad, la estética y el hecho de que sea fácil de conseguir. Es decir, los bailarines buscan que su calzado de baile sea prioritariamente cómodo, y por encima de otros criterios fácilmente asequible (barato y fácil de conseguir). La duración, entendemos que en condiciones óptimas, aunque es tenida en cuenta, se encuentra por detrás de la comodidad, de las consideraciones estéticas, de la asequibilidad, e incluso de la anchura. Se observa, predilección por la marca “Coral” en el 68,7% de los encuestados, lo que hace suponer que esta marca cubre, al menos en parte, sus expectativas, y de hecho es uno de los calzados profesionales más económicos. Por otro lado, llama la atención que el criterio “anchura” sea considerado menos importante que la “comodidad”, lo cual hace pensar que la anchura y la comodidad en el calzado, sean dos conceptos distintos para el bailarín de danza española, aunque tradicionalmente la anchura es considerada como una característica primordial del calzado fisiológico y deportivo para garantizar entre otros aspectos, su comodidad (Lelièvre y Lelièvre, 1987; Martorell y cols., 1989; Frey, 2000). Como ya se comentó, una de las premisas que los propios bailarines consideran que debe cumplir el calzado para zapatear es que se adapte al pie “como un guante”, lo cual equivale a ser estrecho, y esto es tanto por motivos

estéticos, como para evitar que el propio pie se desplace dentro del calzado, lo que ocurriría si fuese excesivamente ancho, y podría resultar ciertamente incómodo durante los desplazamientos y el zapateado.

Respecto a la temperatura de la sala de trabajo, la diversidad en las contestaciones, a veces aparentemente confrontadas, puede deberse al mal planteamiento de la pregunta (Anexo 1, pregunta 22) que permitiría varias contestaciones simultáneas si tenemos en cuenta que algunos sujetos estudian o trabajan en diversos centros, aunque cabe la posibilidad de que según los días, en la misma sala un mismo sujeto sienta frío o calor, de forma subjetiva u objetivable, ya que el tipo de calefacción del R.C.P.D. permite en cada sala controlar individualmente y en cualquier momento la temperatura. De los 19 sujetos que contestan de forma única, el 78,9% refiere que hace buena temperatura, el 15,8% siente frío y el 5,3% calor, variabilidad que puede ser normal teniendo en cuenta la percepción subjetiva de una temperatura ambiente dada. En cualquier caso la pregunta, tal como está planteada, no permite discernir la causa de esta múltiple contestación, ni identificar una temperatura idónea de trabajo.

#### 6.2.2. Dominancia de miembros superiores e inferiores

En los bailarines estudiados predomina la lateralidad derecha, tanto en extremidades superiores como en inferiores. Los perímetros de muslo y pierna son iguales en ambas extremidades, ya sea derecha o izquierda, dominante o no dominante, lo que podría significar que la danza española y su entrenamiento con orientación profesional, producen un desarrollo simétrico de la musculatura en ambas extremidades inferiores, independientemente de la lateralidad dominante en el sujeto. En bailarinas de ballet clásico, todas diestras, Golomer y Fery (2001) valorando la función muscular mediante la estimación de la altura del salto vertical monopodal, encuentran igualmente simetría entre ambas extremidades, lo que los autores atribuyen al tipo de entrenamiento seguido.

#### 6.2.3. Composición corporal

Las estudiantes de danza española presentan una talla media similar a la hallada en estudiantes de otros tipos de danza de diversas nacionalidades, con dedicación igualmente intensiva, cuya edad media oscila entre los 15,5-21,5 años, y en las que la estatura media se encuentra entre 160 y 168 cm (Ryan y Stephens, 1987; Clarkson y cols., 1989; Dahlström y cols., 1997; Foldes y cols., 1997; Khan y cols., 1997; Eliakim y cols., 2000; Yannakoula y

cols., 2000; Askling y cols., 2002). El peso de las bailarinas del presente estudio se sitúa también dentro de los márgenes reflejados por estos autores: 46,2-58 kg, y el IMC medio, próximo al límite superior de los márgenes entre los que oscila en las estudiantes de danza, que son 17,6-20,6 kg/m<sup>2</sup> (Unikel y cols., 1996; Dahlström y cols., 1997; Khan y cols., 1997; Foldes y cols., 1997; Yannakoula y cols., 2000; To y cols., 2000; Valentino y cols., 2001; Askling y cols., 2002), situándose en cualquier caso, en valores correspondientes a peso normal ( $\geq 20$  kg/m<sup>2</sup>).

Respecto a bailarinas y bailarines españoles existen escasos trabajos, estando dedicados principalmente a profesionales de clásico y contemporáneo, o en los que no se especifica el tipo de danza que practicaban, ni el nivel de desempeño. En estos estudios (Cuesta y cols., 1996; López-Varela y cols., 1999), la talla de las bailarinas españolas es de 162-162,38 cm, el peso de 52,6-52,79 kg, y el IMC medio de 19,2-19,9 kg/m<sup>2</sup>, con edades medias de 15,67 y 25,1 años. Mientras en el presente estudio, el 40,7% de las mujeres presentan un IMC correspondiente con bajo peso o bajo peso severo, en el grupo de López-Varela y cols. (1999) el porcentaje de bailarinas en dicha situación asciende al 57%. En cuanto a bailarinas profesionales de flamenco, Bejjani y cols. (1988), recogen como única variable antropométrica el peso, 58,4 kg, con una edad media en el grupo de 43 años.

Por lo tanto, las estudiantes de danza española del presente trabajo, presentan una talla y peso dentro de los valores medios hallados tanto en bailarinas, estudiando distintos tipos de danza, como en bailarinas profesionales españolas de otros estilos, encontrándose, no obstante, la talla en el margen inferior de la hallada en los trabajos reseñados y el peso en el límite superior. El IMC se sitúa en valores más próximos a la normalidad, tanto su promedio, como el porcentaje de bailarinas con IMC normal.

El componente graso es el predominante en el biotipo del 40,7% las estudiantes de danza española (Figura 69, p. 170), tal como queda reflejado en el somatotipo medio hallado, meso-endomorfo, y en la somatocarta (Figura 70, p. 171). Al mismo tiempo, la suma de pliegues (tríceps + subescapular + suprailíaco + abdominal= 76,3 mm) en estas estudiantes de danza española es superior, a expensas de todos los pliegues, a la hallada por Clarkson y cols. (1989), tanto en estudiantes (56,4 mm) como en profesionales (54,1 mm) de ballet, y por Dolgener y cols. (1980) en profesionales de ballet (33 mm) y contemporáneo (39,1 mm); también es superior el grosor medio de cada uno de estos pliegues, valorado individualmente,

al encontrado por Eliakim y cols. (2000) en estudiantes de ballet, aunque es inferior, salvo para pliegue tricípital, al hallado por López-Varela y cols. (1999) en bailarinas españolas (los autores no especifican tipo de danza, ni nivel de desempeño). Sin embargo, el porcentaje medio de peso graso hallado en las bailarinas de danza española mediante cualquiera de los dos sistemas de valoración empleados en este estudio, 14,02% mediante cineantropometría y 14,85% mediante bioimpedancia, es menor al encontrado en las estudiantes de danza en otros estudios, en los que se emplea uno de estos métodos, o ambos (Eliakim y cols., 2000; Yannakoula y cols., 2000), en los que oscila entre 20,9-24%; es menor también al considerado normal (Odrizola, 1987) en mujeres de población general, entre 22-25%, y se sitúa dentro de los márgenes normales en deportistas, 12-15%. En los citados trabajos de investigación sobre danza, sólo las bailarinas profesionales españolas de clásico y contemporáneo, presentan menor porcentaje de grasa corporal que el grupo aquí estudiado, siendo en su caso del 12,8% (Doreste y Massó, 1989). Por otra parte, el porcentaje de grasa hallado en las bailarinas de este estudio, aunque relativamente bajo, se encuentra dentro de los márgenes encontrados por Eisenman y cols. (1995) en estudiantes con un óptimo nivel de desempeño en ballet, 9,2-26,5%, y por encima del porcentaje de peso graso considerado como mínimo compatible con la salud en mujeres, que según Houtkooper (1996) es un 12% del peso corporal.

Los parámetros del somatograma, tienden a agruparse alrededor del valor esperado, salvo el pliegue tricípital que está muy aumentado en el grupo ( $CV < 33\%$ ). El patrón de proporcionalidad observable en la somatograma de estas estudiantes de danza española (Figura 72, p.172), muestra un peso total disminuido respecto a población general, dependiente del bajo contenido en tejido adiposo, en tronco y extremidades inferiores, no así en superiores, y también del bajo peso óseo, con diámetros óseos menores de lo esperado. Presentan un buen desarrollo muscular en miembros inferiores, reflejado en el incremento del peso muscular, acompañado de perímetros de muslo y pierna aumentados. El desarrollo de la musculatura de pantorrillas también se ha observado en estudiantes y bailarinas profesionales de ballet (Clarkson y cols., 1989), no así en muslo, que en estas últimas estaba disminuido. Por otra parte, el porcentaje de peso muscular de las estudiantes de danza española es muy superior a la media poblacional femenina, que se sitúa en el 25% según Odrizola (1987). Este hallazgo se observaba ya en el somatotipo medio, que señalaba la mesomorfia como segundo componente del biotipo en este grupo de mujeres. Todos estos datos indican que las

estudiantes del presente trabajo tienen un peso corporal inferior al esperado, a expensas principalmente del peso graso, y en menor medida del peso óseo, aunque simultáneamente muestren un incremento relativo del peso muscular. Así como la grasa corporal se concentra en extremidades superiores, especialmente en la cara posterior del brazo, la masa muscular se concentra en extremidades inferiores, muslo y pierna. El incremento proporcional del porcentaje de peso muscular de las estudiantes de danza española, muy superior a la media poblacional femenina, determinaría que a pesar de presentar un mayor grosor de los pliegues grasos respecto a otros colectivos de bailarinas, la proporción de masa corporal correspondiente a tejido graso sea relativamente más baja que en estas bailarinas menos musculadas.

Por otra parte, el llamativo incremento de grosor del pliegue tricipital, tanto con respecto a la media poblacional, como a otros grupos de bailarinas, no presenta una explicación clara, por lo que requeriría profundizar en su estudio, ampliándolo a un mayor número de bailarinas de danza española. Lo que sí se puede afirmar, es que este dato objetivo era también motivo de preocupación subjetiva entre las bailarinas estudiadas, como lo demuestra el hecho de solicitar, en varios casos, consejo médico para “adelgazar” sólo los brazos.

No existen muchos estudios sobre danza en los que hallan participado bailarines varones, no obstante, a pesar de los escasos datos, se puede afirmar que los estudiantes de danza española, presentan una talla media similar a la hallada en estudiantes varones de otros tipos de danza, de diversas nacionalidades, con dedicación igualmente intensiva, en los que la edad media oscila entre los 18-22 años, y la estatura media se encuentra entre 174,5-178,3 cm (Ryan y Stephens, 1987; Hergenroeder y cols., 1991a; Dahlström y cols., 1997; Khan y cols., 1997; Askling y cols., 2002), situándose su peso también dentro de los márgenes reflejados por estos autores: 65,4-69 kg. El IMC medio de los bailarines del presente estudio, igualmente se encuentra dentro de los márgenes entre los que oscila en otros estudiantes de danza: 21,3-22,4 kg/m<sup>2</sup> (Dahlström y cols., 1997; Khan y cols., 1997; Askling y cols., 2002). Los bailarines españoles profesionales de clásico y contemporáneo (Cuesta y cols., 1996) con una edad media de 28,2 años, superior a la de los estudiantes del presente trabajo, presentan una talla ligeramente inferior, 173 cm, un peso igual, 65,5 kg y lógicamente un IMC ligeramente superior, 21,7 kg/m<sup>2</sup>. Por lo tanto, los estudiantes de danza española del presente trabajo,

presentan una talla, peso e IMC dentro de los valores medios hallados tanto en estudiantes de danza de otras nacionalidades, como en bailarines profesionales españoles de otros tipos de danza, encontrándose los tres parámetros no obstante, en el margen inferior de los valores medios hallados en estos estudios, al igual que ocurre con los bailarines profesionales españoles.

En el 80% de los varones predomina en el biotipo el componente muscular (Figura 68, p.170), tal como queda reflejado en el somatotipo medio hallado, mesomorfo balanceado, y en la somatocarta (Figura 70, p.171). Su porcentaje de peso muscular, 46,9% es también superior a la media poblacional masculina, que según Odriozola (1987) es del 40%. El componente graso sólo predomina en uno de los bailarines estudiados. El promedio de porcentaje de peso graso, es superior al hallado mediante cineantropometría en bailarines profesionales españoles de clásico y contemporáneo, que es un 6,5% según Doreste y Massó (1989), y al de deportistas, 6-8% según Odriozola (1987), siendo inferior al considerado normal en varones sedentarios, 15-18% (Odriozola, 1987), y al hallado en estudiantes de ballet mediante conductividad eléctrica corporal total (Hergenroeder y cols.; 1991a), que es del 14,4%. Por otra parte, el porcentaje de peso graso en los varones de este estudio se sitúa por encima del mínimo considerado compatible con la salud en varones, que correspondería, según Houtkooper (1996), a un 5% del peso corporal.

El patrón de proporcionalidad de los varones (Figura 71, p.172), señala que la mayoría de los parámetros hallados se agrupan alrededor de los valores esperados, salvo el pliegue tricípital que en el caso de los bailarines está disminuido respecto a la media, y el diámetro bicondíleo femoral, que está aumentado. Los bailarines presentan un bajo componente adiposo, expresado como bajo peso graso y disminución relativa de pliegues, con un componente óseo y muscular aumentados a expensas principalmente de pierna, como lo demuestra el aumento relativo del diámetro de la rodilla y del perímetro de pantorrilla.

En los bailarines estudiados, tanto en mujeres como en varones, llama la atención la heterogeneidad ( $CV > 33\%$ ) del grosor de los diversos pliegues grasos valorados, aunque el peso graso y su porcentaje presenten una buena agrupación ( $CV < 33\%$ ), a lo que cabe añadir que la mayor disparidad respecto a los valores medios del somatograma se observa en el pliegue tricípital en ambos sexos, estando en las mujeres casi en las 5 desviaciones estándar por encima de lo esperado, y en los varones más de dos desviaciones estándar por debajo del



valor esperado. Este hallazgo, en el caso de los varones, sería atribuible al pequeño número de sujetos valorados, a pesar de lo cual en el resto de determinaciones cineantropométricas presentan una buena agrupación; además en las mujeres, cuyo número es suficiente, sigue existiendo dispersión en el grosor de pliegues grasos. Podría también ser reflejo de la variedad de biotipos encontrados en el grupo, 3 diferentes en los varones y 10 en las mujeres (Figuras 68-69, p.170), aunque no parecen verse afectados los otros dos determinantes del somatotipo: diámetros y perímetros. Otra explicación se relacionaría con el rango de edades de los sujetos estudiados, que abarca desde adolescentes con 15-17 años, a adultos jóvenes de 21-26 años, por lo que cabría esperar diferencias en la composición corporal entre los sujetos que están completando su maduración y los que han alcanzado el perfil adulto, máxime si se tiene en cuenta que es habitual, en los bailarines de ambos sexos, la presencia de retraso en la maduración ósea y en el desarrollo sexual, ya sea por factores genéticos o adquiridos (Frisch y cols., 1980; Warren, 1980; Golomer y cols., 1999; Rogol y cols., 2000), produciéndose éstas más allá de los 15 años en las mujeres y de los 18 en los varones. No obstante, todos los bailarines del presente estudio, habían superado la pubertad, incluso los más jóvenes habían dado el llamado “estirón” de la adolescencia, por lo que a priori no cabría esperar grandes variaciones en la composición corporal en función de las diferencias de edad, ya que en primer lugar, entre el pre-puber y el adolescente, la distribución de la grasa corporal y de los propios pliegues grasos no sufre una gran variación con el crecimiento (Lohman, 1986), afectando el proceso de maduración esencialmente a la masa libre de grasa, y en este estudio todos los parámetros cineantropométricos relacionados con la misma, muestran buena agrupación; en segundo lugar, el patrón de distribución de la grasa corporal del adulto, ginecoide o androide, está ya establecido en el adolescente mayor (Rogol y cols., 2000). Por último, la dispersión en la distribución de la grasa corporal en el grupo, podría expresar el esfuerzo individual por controlar la cantidad de tejido adiposo corporal, fenómeno que como se analizará con posterioridad, es más marcado en las mujeres, y sin embargo la heterogeneidad de los pliegues grasos afecta a ambos sexos: cuatro pliegues en las mujeres y a seis en los varones.

El desarrollo muscular en extremidades inferiores es superior a lo esperado en muslo y pierna de las bailarinas, y sólo en la pierna en los varones. Por otro lado, el incremento relativo de porcentaje de peso muscular respecto a población general es mayor en las bailarinas, alcanzando casi el doble del valor medio poblacional que en los bailarines, en que es un 6,9%

superior a dicho valor, presentado las estudiantes un porcentaje de masa muscular superior al de los estudiantes varones. Aun teniendo en cuenta la imposibilidad de establecer la significación estadística de este hallazgo, dada la diferencia en el número de mujeres y varones en el presente estudio, y la necesidad de cotejarlo con un estudio comparativo de la fuerza muscular, cabe apuntar, en función de los resultados obtenidos en estudios previos realizados en bailarines varones de ballet clásico (Mostardi, 1986; Hamilton y cols., 1992; Koutedakis y cols., 1996), que los bailarines no estarían obteniendo su máximo rendimiento muscular sólo con la clase, ensayos y representaciones, y necesitarían un entrenamiento suplementario mediante levantamiento de peso. A favor de esta hipótesis se encuentran los hallazgos de Hogdon y cols. (1996), según quienes la masa magra medida a partir de talla y perímetros es un buen predictor de la capacidad de levantar peso, así como Peltonen y cols. (1998) demuestran que la sección muscular transversal, normalizada respecto al peso, es proporcional a la fuerza máxima y resistencia muscular. Nuevamente, esta sospecha objetiva derivada de la presente investigación, concuerda con las opiniones subjetivas de los varones implicados en el estudio respecto a la necesidad de incrementar su propio desarrollo muscular.

Mediante la bioimpedancia, se obtienen unos valores medios de resistencia de 429  $\Omega$  en los varones, y de 543,26  $\Omega$  las mujeres, inferiores en ambos sexos a los considerados normales, que según Organ y cols (1994) serían 455  $\Omega$  en los hombres y 594  $\Omega$  en mujeres, o a los hallados en otro estudio (Liang y cols., 2000), 566,8  $\Omega$  en mujeres chinas, no obesas, no deportistas, de 19,7 años de edad media. Dado que la impedancia del cuerpo varía de forma inversamente proporcional al volumen de tejido magro conductor (Organ y cols., 1994), los sujetos del presente estudio presentarían mayor masa magra de la esperada en población general moderadamente activa, dato que concuerda con el incremento proporcional de masa muscular hallado mediante cineantropometría, acompañado de un incremento de masa ósea en los bailarines, aunque no en las bailarinas estudiadas (Figuras 71-72, p.172).

Respecto a la determinación del porcentaje de peso graso mediante la cineantropometría y la bioimpedancia, la discrepancia existente entre ambos sistemas, demostrada mediante el método de Bland y Altman (1986) y corroborada mediante la correlación de Pearson, resulta clínicamente inaceptable. Este hallazgo implica que, en bailarines de danza española con un nivel de entrenamiento y experiencia semejante a los del presente estudio, no pueden ser comparados los porcentajes de peso graso obtenidos mediante

ambos métodos, ya que para un mismo individuo puede haber una diferencia del 32% en dicho porcentaje, según el sistema empleado, y en el grupo ser la diferencia del 30%. Estas discrepancias, siendo inadmisibles en población general, aún lo son más en sujetos dedicados a la danza profesionalmente o aspirando a dicha profesionalidad, ya que cualquier actuación sobre la composición corporal derivada del resultado de estos estudios tendría una repercusión sobre su rendimiento físico y artístico, e incidiría en su futuro profesional.

A la hora de estimar cuál de los dos métodos de campo es más fiable en este colectivo, se requeriría valorar la repetibilidad y validez de las determinaciones hechas mediante cada sistema, y comparar los datos obtenidos con los provenientes de alguno de los métodos de valoración de la composición corporal considerados de referencia lo cual no era posible dado el diseño del presente trabajo. En la literatura médica revisada, no se ha encontrado ningún trabajo realizado en bailarines que compare la cineantropometría y la bioimpedancia con respecto a alguno de los métodos considerados de referencia, a lo sumo se compara la plicometría (Eliakim y cols., 2000), que sólo es una parte de la cineantropometría, y se basa al igual que la bioimpedancia en el modelo bicompartimental, mientras que la cineantropometría, tal como se emplea en este estudio, sigue el modelo tetracompartimental.

Valorando independientemente cada uno de los métodos empleados, se observa que la fiabilidad, para el peso graso y su porcentaje, es mayor ( $CV < 33\%$ ) con la cineantropometría que con la bioimpedancia.

To y cols. (2000), comparando el porcentaje de peso graso en un grupo de mujeres estudiantes de danza, obtenido éste mediante plicometría y bioimpedancia, encuentran que la bioimpedancia proporciona porcentajes de grasa mayores que la plicometría lo que atribuyen a las fórmulas estándar aplicadas en plicometría que según ellos subestiman la grasa corporal en bailarinas; sin embargo en el presente trabajo, mediante *t*-Student pareado, no se encuentran diferencias significativas en el porcentaje de grasa corporal hallado por ambos sistemas, ni en el grupo, ni concretamente en las mujeres. Eliakim y cols. (2000) encuentran que la plicometría en mujeres estudiantes de ballet, se correlaciona mejor con DEXA que la bioimpedancia, debido al bajo contenido en tejido graso corporal de las bailarinas, lo cual en opinión de los autores, y en contraposición con To y cols. (2000), precisamente incrementaría la exactitud de la plicometría, ya que ésta disminuye a medida que aumenta el porcentaje de grasa corporal. Eliakim y cols. (2000) concluyen que en bailarinas, para la valoración de la

masa grasa, se debe preferir la plicometría a la bioimpedancia. Por otra parte encuentran una baja correlación entre bioimpedancia y plicometría, hallazgo que concuerda con los resultados del presente trabajo. En la comparación de la bioimpedancia y plicometría con la hidrodensitometría, para la determinación de la grasa corporal existe, según Williams y Bale (1998), un considerable desacuerdo entre los distintos sistemas; así, aunque ambos métodos de campo dan un valor medio similar a hidrodensitometría, los intervalos de aceptación son muy amplios y muestran poca capacidad predictiva en los límites de la población estudiada, lo cual es aun más marcado con la bioimpedancia.

La menor fiabilidad de la bioimpedancia en la determinación del porcentaje de grasa corporal en el presente estudio, puede explicarse por diversas causas. En primer lugar, podría deberse a la diversidad de somatotipos hallada, y a la disparidad en la distribución del tejido graso entre los sujetos estudiados, ya que según Hergenroeder y cols. (1991b), las ecuaciones de regresión empleadas en los estudios de impedancia pueden aplicarse a colectivos concretos para los que no son específicas, siempre y cuando el grupo estudiado sea homogéneo. En segundo lugar, los valores obtenidos mediante impedancia varían según la geometría corporal (Fiorotto y cols., 1987; Hergenroeder y cols., 1991b), de modo que la sección transversal de las estructuras no conductoras, como el tejido graso, afecta a los resultados, y como hemos visto mediante cineantropometría, el espesor de los pliegues en los bailarines estudiados presenta alta variabilidad.

La bioimpedancia se basa en la fórmula  $V = \rho L^2 / R$ , que en el caso del cuerpo humano, lleva a que masa magra  $\approx H^2 / R$ , asumiéndose que la densidad corporal es homogénea, y que la forma corporal también, de modo que a una longitud le corresponde un diámetro, y que el peso corporal y la altura se correlacionan respectivamente con la sección transversal y la longitud de cada segmento corporal (Organ y cols., 1994). Si esto fuera cierto, las variaciones en la resistencia se deberían a cambios en el volumen de la masa magra, que es la que contiene el agua. Basándose en estos conceptos, la resistencia hallada mediante el analizador, junto con la edad, sexo, altura, y peso del sujeto, se emplean para predecir la densidad corporal mediante una ecuación de regresión elaborada por los fabricantes del sistema. A partir de la densidad así obtenida, y mediante el empleo de ecuaciones como la de Siri o Brozek, que asumen que la masa magra es constante, se obtiene un porcentaje de peso graso y peso magro (Williams y Bale, 1998). Aunque las ecuaciones para estimar la densidad corporal fuesen fiables, si la densidad así

obtenida se pone en una ecuación como la de Siri o la de Brozek, que utilizan el sistema bicompartimental del adulto medio, el porcentaje de peso graso obtenido será erróneo (Houtkooper, 1996). Según Lohman (1986) así como las ecuaciones antropométricas pueden ser aplicables a muestras de atletas postpúberes, las constantes empleadas para población general, como porcentaje de agua corporal, porcentaje de mineralización ósea, densidad corporal y porcentaje de grasa, no pueden ser aplicadas a deportistas en los que el trabajo físico intenso, entre otros aspectos, incrementa la masa muscular, cambiando la composición de la masa libre de grasa esperada para una edad dada. Por ello, la fiabilidad de las ecuaciones para estimar la conductividad, diseñadas a partir de población general, es escasa, ya que los estudiantes pre-profesionales de danza son delgados y atléticos. Según las propias instrucciones del analizador Maltron en personas muy altas o muy delgadas puede ser difícil medir la impedancia eléctrica, y habría que aplicar, en opinión de Organ y cols. (1994) ecuaciones de regresión distintas a delgados.

La utilización de una sola frecuencia de muestreo en los analizadores de bioimpedancia, en el caso del presente estudio 50Hz, hace que la determinación de la bioimpedancia sea muy específica para una población dada, en este caso la población general, por lo que para emplearla en colectivos concretos, con una composición corporal hipotéticamente diferente, deberían poder utilizarse varias frecuencias y medir diversos segmentos corporales (Eliakim y cols., 2000).

Por último, hay que tener en cuenta que la bioimpedancia resulta especialmente problemática cuando varía el estado de hidratación corporal, métodos como la plicometría, resisten mejor esos problemas (Hodgdon y cols., 1996). El agua corporal es uno de los factores que afectan a la conductividad bioeléctrica del cuerpo (Liang y cols., 2000) y la determinación de la bioimpedancia requiere que los sujetos estén hidratados en el momento del estudio (Eliakim y cols. 2000), si no podrían obtenerse resultados anómalos (Instrucciones de utilización Maltron BF905). En el presente estudio el 16% de los sujetos presentaban deshidratación, frecuencia suficiente como para sesgar los resultados obtenidos en los porcentajes de masa magra y masa grasa.

Aun resultando la bioimpedancia un método sencillo y rápido, que ofrece, independiente de la habilidad del investigador, resultados fiables en ciertos colectivos, presenta unas limitaciones, como son los requisitos de preparación previa que debe cumplir el

sujeto, entre los que se encuentra no realizar actividad física extrema en las 12 horas anteriores al estudio, lo cual puede resultar problemático cuando se está tratando con sujetos físicamente activos; a ello se suma el hecho de basarse en un modelo bicompartimental, y regirse por unos supuestos teóricos sobre proporcionalidad corporal. En estudiantes pre-profesionales de danza española, en lo referente a la composición corporal, no proporciona unos valores equiparables a los obtenidos mediante cineantropometría.

### 6.2.4. Hábitos nutricionales y estado nutricional

El contenido medio de agua corporal en el grupo es del 63,1%, encontrándose dentro de los valores considerados normales en adultos, un 60% del peso corporal según Marins y cols. (2000), y hasta un 65% en el adulto delgado (Rutsky, 1994), siendo habitualmente el contenido de agua corporal un 10% menor en las mujeres que en los varones adultos, tal como ocurre en el presente estudio. No obstante, según los datos aportados por el analizador Maltron, cinco sujetos del grupo presentaban una hidratación corporal un 3-16% por debajo del valor esperado. Aceptando los resultados de la revisión realizada por Marins y cols. (2000), que definen la deshidratación como una reducción del peso corporal superior al 1% cuando es resultado de la pérdida de fluidos corporales, y atribuyen a pérdidas hídricas correspondientes al 4% del peso corporal una reducción del rendimiento físico equivalente a un 20-30%, a pérdidas del 6% dificultad para la realización del ejercicio, y a pérdidas del 9-12% riesgo para la salud del deportista, podemos afirmar, en vista de los resultados obtenidos en el presente estudio, que el 16% de los bailarines acudía a su sesión habitual de entrenamiento, no sólo en estado de deshidratación, sino con sus facultades físicas potencialmente mermadas y en situación de riesgo para su salud.

Los bailarines al parecer no son conscientes de la necesidad de la reposición hídrica, de hecho, algunos maestros de danza manifiestan su desacuerdo con la ingesta de líquidos durante las clases, y lógicamente, estos conceptos se transmiten y perpetúan en los alumnos que posteriormente serán maestros. Sigue siendo excepcional la ingesta de líquidos previa a las clases y durante las mismas, mientras que es habitual asistir a varias incluso correlativas. En el estudio realizado por Lewis y cols. (1997) en bailarines retirados, se señalaba en cuanto a la hidratación, que cuando estaban en activo, sólo el 44% incrementaba la ingesta de líquidos antes y durante las actuaciones. Según Loosli y cols. (1987) es frecuente encontrar entre los bailarines deshidratación crónica, relacionada, en algunas ocasiones, no sólo con una ingesta

insuficiente de líquidos, sino también con el uso de laxantes, diuréticos y la inducción del vómito con fines adelgazantes (Brenke y cols, 1996). El estado de deshidratación crónica, en opinión de Marins y cols. (2000) dificulta la calidad del entrenamiento. La deshidratación se ha relacionado con modificaciones cardiovasculares, alteración de la termorregulación, trastornos de la transmisión nerviosa y de la contracción muscular con la consiguiente reducción de la calidad del movimiento, disminución del rendimiento mental, disminución de fuerza muscular y de la velocidad de movimiento (Marins y cols., 2000), es decir, además de la repercusión sobre la salud, la deshidratación conduce a una disminución del rendimiento físico que se traduce en menor resistencia física y menor calidad de los gestos motrices, algo de sumo interés en la danza, ya que trasciende incluso al plano artístico.

En cuanto a la valoración de otros aspectos del estado nutricional, ninguno de los sujetos estudiados presentaba sobrepeso u obesidad en relación al IMC y a la relación talla/peso.

En los varones la relación talla/peso y el IMC se corresponden a un estado nutricional normal, aunque los 7 pliegues cutáneos estudiados tengan un grosor inferior al esperado, lo que según López-Varela y cols. (1999) podría ser indicio de un deficitario estado nutricional; no obstante el pliegue tricipital presenta un grosor medio superior a 10 mm, valor considerado límite como marcador de malnutrición en varones (McLaren, 1994). Las mujeres muestran disminución del grosor de pliegues, salvo precisamente el pliegue tricipital, que en todas es igual o superior a 13 mm, valor considerado límite como marcador de malnutrición en mujeres (McLaren, 1994); presentan normalidad en la relación talla peso en el 67% de los casos, y un IMC normal en el 60%. Aunque no se pueda establecer una diferencia estadísticamente significativa en el estado nutricional entre ambos sexos, si se puede observar una tendencia a la alteración de parámetros nutricionales básicos más frecuente en las bailarinas.

El índice metabólico basal medio en el grupo es de 1508,3 kcal/d, siendo 1868,6 kcal/d en los varones y 1441,6 kcal/d en las mujeres. Cuesta y cols. (1996) encuentran mediante calorimetría en bailarines, hombres y mujeres, profesionales españoles de contemporáneo, una media de 1691 kcal/d, y Kaufman y cols. (2002) en bailarinas profesionales de ballet hallan, también mediante calorimetría, un índice metabólico basal de 1269 kcal/d, considerándolo bajo e indicativo de un enlentecimiento del metabolismo, secundario a las dietas restrictivas seguidas durante largo tiempo por las bailarinas con el afán de mantener su peso por debajo

del estimado ideal. En concordancia con esta opinión, en el grupo de bailarines de danza española, los varones, cuyo comportamiento nutricional es aparentemente menos restrictivo, presentan un metabolismo basal más activo que sus *partenaires* femeninas. Por otro lado, aunque el empleo de métodos diferentes en la valoración del índice metabólico impide establecer toda comparación con los trabajos previos mencionados, pudiera ser que las bailarinas de danza española tuvieran ciertamente un metabolismo basal más activo que las de clásico, desarrollando unos comportamientos nutricionales menos restrictivos.

A pesar de que las estudiantes de danza española presenten una relación talla-peso con valores inferiores a lo esperado en el 33% de los casos, su IMC medio es normal, y superior como ya se indicó, al encontrado en bailarinas de ballet y de otros tipos de danza. Si consideramos como Vaisman y cols. (1996) bajo peso, sólo cuando la relación talla/peso es menor al 85% de lo esperado, únicamente una bailarina, el 3,7% de las mujeres del presente estudio, está en el 84%, mientras que los citados autores encuentran que en el 37,2% de las estudiantes de ballet vistas por ellos, la relación talla-peso era inferior al 85% de lo esperado. Hergenroeder y cols. (1993), también en estudiantes de ballet, encuentran una relación talla-peso media del 86% del valor esperado, mientras que en el presente grupo de bailarinas la media era de un 91%. Estos datos hacen pensar que las estudiantes de danza española no están sometidas a una presión tan extrema respecto a su peso como las de ballet, no obstante si las bailarinas de Vaisman y cols. (1996) mostraban una distorsión en la percepción del peso corporal, sobrestimando el suyo propio y el de sus compañeras, las estudiantes de español demuestran un comportamiento semejante, ya que el 44,4 % tiene problemas para mantener el peso y/o ha seguido régimen de adelgazamiento, estando insatisfechas con el mismo el 69% de las que tienen un IMC normal, y satisfechas todas las que tienen un IMC por debajo de lo normal, asociándose significativamente la adhesión a regímenes de adelgazamiento o rechazo del propio peso con valores normales de IMC. Este hallazgo coincide con los resultados obtenidos por Bettel y cols. (1998), según los cuales el IMC, y el somatotipo eran los factores principalmente relacionados con el deseo de cambiar de peso en su grupo de estudiantes de ballet, deseando encontrarse éstas, como media, por debajo del 82% del peso teórico esperado.

En cuanto al tipo de alimentación seguido, un tercio de las estudiantes de español manifestaba ‘manías’ dietéticas, siguiendo la mayoría de éstas algún régimen de adelgazamiento. Los alimentos prioritariamente rechazados son los considerados ricos en



calorías. Este comportamiento se ha observado igualmente en bailarinas de ballet, según Calabrese y Kirkendall (1983), éstas en general ingieren comida de poco valor nutritivo, no saben mucho de nutrición básica y poseen un alto grado de manías respecto a la comida. Para Peterson (1986), al igual que en el grupo aquí estudiado, los alimentos prioritariamente evitados por las bailarinas de ballet son los ricos en carbohidratos.

Paralelamente el 25% de los bailarines, 7 mujeres y un varón, consume suplementos dietéticos, que supuestamente aportan energía sin aportar calorías. En otros colectivos de bailarines ésta se ha descrito como costumbre habitual; según Benson y cols (1989), son consumidos por el 50% de bailarinas de ballet adultas y por el 60% de adolescentes. Al parecer, una vez adquirido este hábito, se mantiene tras retirarse, independientemente de la adhesión a regímenes de adelgazamiento. Así estos autores encuentran que si en activo el 19% de los bailarines, mayoritariamente mujeres, consumían este tipo de preparados, al retirarse seguían consumiéndolos el 17,5%. En contraposición a estos datos, ninguna de las bailarinas de ballet estudiadas por Valentino y cols. (2001) consumía de forma habitual, vitaminas, calcio o minerales.

Hasta ahora era una creencia no escrita en el mundo de la danza, que la bailarina de clásico, al representar a “espíritus”, debía dar esa imagen de “sílfi de”, mientras que la bailarina de español o la bailaora eran mujeres bailando, y por lo tanto esa debía ser su imagen en un escenario, caracterizándose la danza española por la ondulación en las formas y movimientos de la mujer. Los datos previos hacen pensar que la presión social que sufren hoy día las mujeres (Miguel-Tobal y cols, 1998), dirigida a conseguir la linealidad de formas y la delgadez, ha llegado también a la danza española. La mujer que practica danza española, se ve sometida a unas exigencias estéticas de índole semejante a las requeridas en el ballet clásico, aunque no tan extremas, es decir, aun no buscando la imagen fantástica de “sílfi de”, las estudiantes se sienten presionadas para lograr una linealidad de formas, que en la mayoría de los casos como se ha visto, es ajena a las características de su biotipo. El 40,6% de las bailarinas presentaba predominio del tejido adiposo (manifestado por la endomorfia), y sólo en el 15% predomina la linealidad (manifestado por la ectomorfia). Teniendo en cuenta que los requerimientos estéticos actuales no atienden a esta distribución de porcentajes, la bailarina de danza española se ve forzada a buscar una linealidad que quizá no presenta, bien por factores genéticos, adquiridos (hábitos nutricionales), o ambos, adoptando a veces medidas drásticas en

un terreno sobre el que sí puede actuar: la nutrición. Esto ocurre en un grupo de mujeres que en este caso, llevan sometidas a un entrenamiento muy intenso durante una media de 11 años, concentrado principalmente en la segunda década de la vida, periodo crítico, entre otros aspectos, para la adquisición de una masa ósea óptima en la mujer (Warren y cols., 1991; Rogol y cols, 2000; Warren y cols., 2002).

En contraposición los varones, practicando el mismo tipo de danza, y presentando todos un IMC normal, no encuentran problemático su peso ni siguen regímenes con fines adelgazantes. Sólo un varón consume suplementos dietéticos, y otro refiere evitar un tipo de alimentos (verduras). Este comportamiento coincide con el de los bailarines de ballet, que según Calabrese y Kirkendall (1983), al no estar sometidos a un control tan riguroso de su peso, muestran un consumo calórico menos restrictivo y no padecen los déficits nutricionales observados en bailarinas. Aun así, en estudiantes varones de ballet (Hergenroeder y cols., 1991a), la relación talla/peso es un 92% de la esperada, mientras que en los varones del presente estudio, como ya se indicó, es normal.

De los datos previos referidos al presente estudio y a la danza en general, es fácil deducir que la presión en busca de la delgadez, a expensas en un comportamiento nutricional restrictivo, se manifiestan esencialmente en las mujeres. Apoyando este planteamiento encontramos, aparte de los datos derivados del presente estudio, los obtenidos por Lewis y cols. (1997) en bailarines ingleses retirados. Cuando estaban en activo el 44,9% de las bailarinas seguían régimen de adelgazamiento, frente al 12,4% de las mujeres inglesas en población general, y al retirarse sólo lo seguía el 4%, además su IMC sufrió un incremento significativo entre ambas etapas, pasando de 18,5 a 20,4 kg/cm<sup>2</sup>. Ningún varón seguía régimen adelgazante ni antes ni después, y su IMC no sufrió variaciones significativas con el abandono de la danza. Cabría pensar que al dejar de bailar, las bailarinas se “liberan”, normalizando su ingesta calórica, sin embargo los varones que mantienen unos parámetros nutricionales normales mientras están en activo, como los bailarines de danza española del presente estudio, no necesitan modificarlos al retirarse. En este mismo sentido encontramos que los trastornos del comportamiento dietético en general afectan preferentemente a mujeres, ocurriendo muy rara vez en varones (Foster, 1989), aunque en la última década del siglo XX se produjo un aumento en la prevalencia en los varones, situándose la proporción en 1 varón por cada 10 mujeres (Miguel-Tobal y cols, 1998).

Parece que determinadas actividades físicas, entre las que se encuentra la danza, favorecen el desarrollo de trastornos del comportamiento nutricional selectivamente en la mujer. Sin embargo López-Varela y cols. (1999) encuentran que las bailarinas estudiadas por ellos presentan igual talla, peso e IMC que el grupo control formado por estudiantes sedentarias de instituto; considerando los autores que los parámetros inmunológicos relacionados con la inmunidad celular pueden utilizarse como marcadores de malnutrición, aun no siendo normales en las bailarinas, sólo fueron normales en el 14% del grupo control. Para Neumärker y cols. (1998) la presencia de comportamientos dietéticos anormales entre chicas adolescentes, es un fenómeno social en países occidentales industrializados en los que se asocia la idea de una mujer delgada con ‘agradable’, ‘saludable’ y ‘feliz’. En un estudio sobre 1932 adolescentes americanas, más de la mitad, teniendo peso normal, con un IMC menor o igual que el percentil 85 para su edad y sexo, se consideraban con sobrepeso (Bettle y Bettle, 2001). El deseo de cambiar de peso es superior en las mujeres, bailarinas o no, que en los hombres, deseando disminuir su peso el 80% de las adolescentes de más edad (Bettle y cols., 1998).

Se ha producido un cambio en el ideal estético de la mujer en la sociedad occidental, la tendencia cultural hacia la delgadez, hacia un cuerpo prepuberal o andrógino, hace que la adolescente esté insatisfecha con su cuerpo en cuanto madura, sino antes. La preocupación por el peso aparece en las niñas a la temprana edad de 5-7 años (Davison y cols., 2002), siendo mayor en aquellas que realizan deportes estéticos como la danza, y la insatisfacción con el propio cuerpo se ha observado en niñas a los 9 años (Bettle y Bettle, 2001).

La pubertad es una época en la que se gana peso significativamente, de modo que el 50% del peso adulto se adquiere durante la adolescencia (Rogol y cols., 2000). Bajo la influencia de la testosterona los varones aumentan su peso óseo y muscular, y simultáneamente pierden grasa en extremidades inferiores, es decir el incremento en la masa magra es proporcionalmente mayor que el de las mujeres, ya que paralelamente ellos pierden tejido graso. Cuando la velocidad de crecimiento disminuye, la acumulación de grasa se reanuda en ambos sexos, pero es dos veces más rápida en la mujeres. En Europa y Estados Unidos, las chicas tienen peor imagen de sí mismas a los 15 años que a los 13 años (Bettle y Bettle, 2001), mientras que en los chicos mejora, de este modo en la sociedad occidental, la autoestima tiende a aumentar en la adolescencia en los chicos y a disminuir en las chicas. Estos datos son importantes si tenemos en cuenta que la presencia de esa baja autoestima al

principio de la adolescencia se asocia con la aparición de desórdenes alimentarios (Bettle y Bettle, 2001). La imagen corporal de los bailarines pre-profesionales de ballet, sólo difiere de la de los varones de población general, en que los primeros se consideran más delgados (Bettle y Bettle, 2001), pero la imagen corporal insatisfactoria que tienen las chicas adolescentes, es aún más acusada en bailarinas.

En bailarinas estudiantes de ballet, mediante el test EAT-40, se han observado dos momentos críticos para la aparición de trastornos del comportamiento nutricional (Neumärker y cols., 1998): a los 13 años, edad en que se produce el mayor aumento de grasa subcutánea, y a los 16 años cuando el desarrollo se ha completado y las necesidades nutricionales disminuyen. El estudiante varón, sin embargo, sólo demuestran una alta preocupación por la comida y su forma corporal.

Según Neumärker y cols. (1998) las presiones culturales en favor de la delgadez, y la necesaria atención al cuerpo inherente a la danza, crean las condiciones para una mayor sensibilización hacia el comportamiento nutricional. Se puede añadir que la preocupación por la imagen corporal con la consiguiente aparición de trastornos del comportamiento nutricional, aún siendo menor en el presente estudio, se concentra en las mujeres por las mismas razones por las que lo hace así en la sociedad occidental: bailarines y bailarinas se suben a un escenario y son objeto de todas las miradas, unos presentan un biotipo lineal aceptado socialmente, otras no; unos asumen su corporalidad, y en el presente estudio el 44,4% de ellas tiene problemas para mantener el peso y/o ha seguido algún tipo de régimen de adelgazamiento.

A la luz de los resultados de este trabajo de investigación, se requeriría profundizar en el estudio del estado nutricional y del comportamiento nutricional de este colectivo tan concreto, con el fin de valorar con exactitud el alcance de los trastornos nutricionales, que al menos en el caso de la mujer, sí parecen existir.

### 6.2.5. Consumo de fármacos y otras sustancias

En el presente estudio el 3,1% de la muestra se automedicaba, concretamente en relación a metatarsalgia de larga evolución, empleando antiinflamatorios no esteroideos, práctica corriente entre los bailarines (Brenke y cols, 1996), atribuida a los frecuentes dolores y trastornos musculoesqueléticos que padecen. El 6% de la población española, según la Encuesta Nacional de Salud (Ministerio de Sanidad y Consumo, 1999), se automedica en

relación a enfermedades reumáticas y el 44% en relación al dolor, ambos resultan porcentajes superiores al encontrado en el grupo de bailarines estudiado. La utilización de AINES de forma crónica en estado de deshidratación, supone un riesgo añadido a los anteriormente citados en relación a la depleción hídrica, ya que puede conducir a necrosis papilar renal, como ha sido descrito en bailarinas de ballet por Brenke y cols. (1996).

La droga más consumida en población general y entre los bailarines es el alcohol (Holderness y cols., 1994). En los adolescentes españoles, entre los 12 y 16 años se produce un incremento del consumo de alcohol, estando en secundaria equiparados ambos sexos en este sentido (Casimiro y cols., 2001), y consumiéndolo de forma habitual el 52% de los sujetos mayores de 16 años (Ministerio de Sanidad y Consumo, 1999). En el presente estudio los bailarines, al igual que el resto de la sociedad española, consumían alcohol; lo hacían preferentemente el fin de semana y con una prevalencia menor que en la población general, aunque en el caso de los varones era consumido por el 80%, en mayor cantidad y de más alta graduación que las bailarinas. En otros estudios realizados sólo en bailarinas de ballet la prevalencia se sitúa entre el 0% (Valentino y cols., 2001) y el 25% (Holderness y cols., 1994), consumiendo alcohol preferentemente de baja graduación, como las estudiantes de danza española del presente trabajo. Si se valoran ambos sexos conjuntamente, Werner y cols. (1997), en estudiantes de enseñanzas artísticas, incluida danza, señalan un 71% de sujetos consumidores, y Lewis y cols. (1997) un 87%, preferentemente varones. Este último estudio mencionaba que tras retirarse del baile el porcentaje de consumidores de alcohol alcanzaba el 91%. Según estos datos, las bailarinas y bailarines de este estudio siguen patrones de consumo de alcohol similares a los de otros bailarines, aunque presentando una prevalencia menor que éstos y que la población general española.

En cuanto al tabaco, es consumido por el 46,8% de los bailarines, con una media de 4,4 paquetes a la semana, lo que equivale a 12,5 cigarros al día. Los sujetos fumadores son mayoritariamente varones, que además consumen el doble de tabaco que las mujeres. El 35,4% de los españoles fuma, el 33,1% diariamente una media de 16,8 cigarros (Ministerio de Sanidad y Consumo, 1999), por lo tanto en este grupo de bailarines el consumo de tabaco presenta una prevalencia mayor que en la población general, aunque los sujetos fuman menos cantidad. Estos resultados no corroboran la afirmación recogida por Casimiro y cols. (2001), señalando que al aumentar la práctica deportiva disminuye el consumo de tabaco, pero sí la

amplían matizándola, ya que vienen a confirmar la opinión de Reid (1988), al señalar que los bailarines tienen un consumo de tabaco habitual y superior al de atletas equiparables. En otros estudios, el 26% de los estudiantes de enseñanzas artísticas, incluida la danza (Werner y cols., 1991), fumaban, mientras que ninguna de las bailarinas de ballet estudiadas por Valentino y cols. (2001) refería fumar habitualmente, y el 46% de los bailarines, hombres y mujeres, estudiados por Lewis y cols. (1997), fumaban cuando estaban en activo, oscilando la cantidad entre un cigarro y 2 paquetes al día, reduciéndose el número de fumadores al retirarse a un 13%. Según Stretanski y Weber (2002), el bailarín en activo fuma, y en el caso del presente estudio, más que la media poblacional española, debido a que la nicotina del tabaco merma el apetito; Lewis y cols. (1997) corroboran que esta creencia popular sea una de las causas, y añaden como motivación la disminución del estrés que produce el fumar.

En el presente grupo de estudiantes de danza española el consumo de tabaco es superior al de alcohol, por lo tanto éste último no es la droga más consumida, en contraposición a los hallazgos de Holderness y cols. (1994) en bailarines y población general; de hecho, en el presente estudio el alcohol es consumido en menor proporción que en población general española y que en otros bailarines en activo, aunque siga las mismas pautas: mayor consumo y de mayor graduación en los varones. Sin embargo el porcentaje de sujetos fumadores, al igual que en otros grupos de bailarines en activo, es superior a la media poblacional española, aunque en sí el consumo es menor.

La prevalencia de fumadores y consumidores de alcohol es mayor entre los varones, al igual que el alcohol consumido por ellos tiene mayor graduación, y el consumo de tabaco es mayor que en las bailarinas.

#### 6.2.6. Aparato locomotor y biomecánica del aparato locomotor

En este estudio, el sistema musculoesquelético es el más afectado por procesos patológicos a lo largo de la vida de los bailarines estudiados, presentando dichas afecciones una prevalencia del 84,4%. Se considera que la prevalencia de las lesiones y su localización dependen del tipo de danza y del nivel al que se practica (Ryan y Stephens, 1987; Bronner y Brownstein, 1997; Macintyre y Joy, 2000), no encontrándose relación con la edad de los bailarines (Bowling, 1989), aunque sí con los años de dedicación a la danza (Hamilton y cols., 1989). Intentar establecer, en el caso del presente estudio, una comparación con datos previos referidos a danza española en estudiantes pre-profesionales, no es posible. En cuanto a las

comparaciones con otros tipos de danza tampoco son fáciles, dado que en unos trabajos se incluye en la estadística la presencia de dolor en aparato músculoesquelético (Doreste y Massó, 1989; Garrick y Requa, 1993; Ogilvie-Harris y cols., 1995), y en otros estudios sólo la lesión. Además, el concepto de lesión tampoco coincide entre los diversos estudios; para algunos, lesión es la disfunción del aparato locomotor que produce coste económico (Garrick y Requa, 1993), admitiendo que si el concepto fuera el médico, las lesiones atendidas serían el doble; para otros es aquella alteración que requiere atención médica (Rovere y cols., 1983), o la que interfiere con el trabajo habitual (Bowling, 1989; Bronner y Brownstein, 1997), o simplemente la que es referida como lesión por el propio bailarín (Bejjani y cols., 1988; Doreste y Massó, 1989; Ramel y Moritz, 1994; Askling y cols., 2002). En el presente estudio, como ya se indicó, se considera como antecedente lesional la presencia de molestias, dolor o inflamación referido por el propio bailarín, independientemente de la trascendencia laboral o económica, y de la atención médica recibida.

En estudiantes de ballet con una dedicación equiparable, la prevalencia de lesiones es del 81,8% en los varones y del 60,6% en las mujeres (Ryan y Stephens, 1987), mientras que en bailarines de ballet profesionales, según los mismos autores, la prevalencia de lesiones a lo largo de su carrera es del 93,3% y del 87,5% respectivamente, por lo tanto, los estudiantes de danza española varones, han sufrido lesiones a lo largo de su carrera con una prevalencia semejante a la de los estudiantes de ballet, e inferior a la de los bailarines profesionales de ballet, pero las mujeres presentan unos valores próximos a los de las bailarinas profesionales y superiores a los de las estudiantes de ballet. Bowling (1989) encuentra en bailarines, hombres y mujeres, profesionales de clásico y contemporáneo, una prevalencia del 84%, similar a la media hallada para ambos sexos en este estudio, mientras que Weisler y cols. (1996), en estudiantes de ballet y contemporáneo, encuentran que ha sufrido lesiones previas el 56%, porcentaje marcadamente inferior al hallado en el presente grupo de bailarines.

La prevalencia de lesiones sufridas en el último año por los estudiantes de danza española es del 100%, superior a la correspondiente a toda su carrera de danza, lo cual carece de sentido, ya que la carrera en principio incluiría los últimos 12 meses. Esta discrepancia podría deberse a que algunas lesiones banales sufridas a lo largo de la carrera se olvidarían, recordando en el momento de rellenar la encuesta sólo las más importantes, mientras que las ocurridas en el último año se recordarían con mayor facilidad, fuere cual fuere su gravedad o

duración. Este problema supone una limitación siempre que se usan cuestionarios retrospectivos para valorar la prevalencia de lesiones (Askling y cols., 2002), ya que se pierde la claridad de los detalles cuando éstas han ocurrido en un largo período de tiempo. Otra causa de esta discrepancia podría estar en el planteamiento de las preguntas (Anexo 1, cuestiones 25 y 28), según el cual los bailarines podrían haber entendido que los últimos 12 meses no estaban incluidos en el resto de su vida deportiva, sufriendo efectivamente todos los sujetos lesiones en este último año y no así en los años previos, ya que cuando se recogieron los datos estaban terminando sus estudios, momento en que se produce un incremento de las exigencias y expectativas. En este sentido, Noguerón (1998) encuentra que las alumnas estudiando los cursos 6º, 7º y 8º de ballet clásico sufren más alteraciones patológicas que las de 4º y 5º curso. Existe una relación significativa entre estrés y lesiones (Krasnow y Chatfield, 1996); en periodos de gran esfuerzo y fatiga, como representaciones importantes o exámenes, el cuerpo presenta mayor susceptibilidad a la lesión. En cualquier caso, llama la atención el hecho de que en el estudio de Ramel y Moritz (1994), empleando al igual que en el presente trabajo, el *Nordic Questionnaire*, aunque realizándose en bailarines profesionales de ballet, la prevalencia de dolor, molestias o lesiones en el último año sea inferior (95%) a la hallada en los estudiantes de danza española. En los estudios realizados sobre bailarines estimando el número de lesiones, consideradas según diversos criterios como se mencionó anteriormente, el porcentaje de estudiantes universitarios de danza (ballet, contemporáneo y jazz) lesionados a lo largo de un año fue del 63,5% (Weisler y cols., 1996), y el de estudiantes pre-profesionales, practicando igualmente distintos tipos de danza (clásico, contemporáneo, étnica, social), y que sufrió lesiones a lo largo de un curso académico, requiriendo atención médica (Rovere y cols., 1983), fue del 85%.

En referencia también al último año, en los bailarines de danza española, lo más frecuente es haber sufrido trastornos musculoesqueléticos en 3-4 de las regiones anatómicas encuestadas, seguido en frecuencia por padecerlos en 5 ó 7 regiones, con una media de 4,7 lesiones por sujeto, y con doble prevalencia en las mujeres que en los varones. Ramel y Moritz (1994), en bailarines profesionales de ballet, empleando el mismo tipo de cuestionario, encuentran que lo más frecuente es haber sufrido dolor, molestia o lesión en 2-3 regiones, seguido en frecuencia por la afectación de 4-5 regiones anatómicas.



En el presente trabajo no se pregunta por el número de lesiones, pero sí por el de regiones anatómicas que han sufrido dolor, molestia o lesión, por lo tanto si una región se considera afectada, ha debido sufrir al menos una molestia; por otra parte es difícil determinar cuando una molestia, o dolor se convierte en lesión para el bailarín que la sufre. Un posible criterio para objetivar la gravedad de las alteraciones referidas por cada bailarín, es estimar la incapacidad que provocan dichos trastornos. En el presente estudio, la interrupción del entrenamiento o baile a consecuencia de esas molestias musculoesqueléticas ha afectado al 60% de los sujetos, tanto de bailarines como de bailarinas, siendo 2-7 días la duración señalada más frecuentemente, alcanzando en 3 bailarinas incluso varios meses. En ningún caso la incapacidad llegó a interrumpir definitivamente la carrera de los bailarines. Se considera que aun siendo frecuentes las lesiones que sufre el bailarín, estudiante o profesional, éstas son generalmente de poca importancia (Rovere y cols., 1983; Ryan y Stephens, 1987; Garrick y Requa, 1993). La duración de la incapacidad en estudiantes a lo largo del curso académico oscila entre 2-7 días (Rovere y cols., 1983) y en bailarines profesionales de ballet el porcentaje de sujetos afectados por incapacidad temporal a lo largo de un año es del 38% (Ramel y Moritz, 1994).

Al revestir las lesiones en los bailarines, en general, poca importancia, éstos pueden seguir trabajando e intentar mantener su nivel de rendimiento, y en esa misma medida, al alterarse la cadena cinética en la que interviene la estructura lesionada (Macintyre y Joy, 2000), convertir una lesión banal en recidivante o crónica. En este sentido, Askling y cols. (2002) encuentran, en un grupo de estudiantes de ballet y contemporáneo, que al sufrir una lesión en los músculos isquiotibiales, el 42% continúa con la actividad que estaba realizando, y el 76% prosigue además con sus sesiones habituales de entrenamiento, no recibiendo tratamiento médico el 88% de las lesiones, lo cual según los autores propende a la postergación de la recuperación, ya que un tratamiento inmediato, seguido de un programa de rehabilitación adecuado disminuye los riesgos de recidiva; de hecho en el 70% de estos bailarines que había sufrido lesión aguda de isquiotibiales, perduraban los problemas en el momento de realizar el estudio.

El tipo de lesión no aguda, es considerada la más frecuente en la danza (Ryan y Stephens, 1987; Simpson y Kanter, 1997; Lewis y cols., 1997), y la causa de su alta prevalencia quizá esté en que las lesiones previas aumenten el riesgo de padecer lesiones

posteriormente (Macintyre y Joy, 2000), o simplemente que determinados sujetos muestran propensión a acumular lesiones (Garrick y Requa, 1993; Weisler y cols, 1996). En el presente estudio refieren lesiones de repetición a lo largo de su carrera el 53% de los bailarines, siendo superior el porcentaje de estas afecciones en las mujeres que en los varones. Hay que tener en cuenta que hablamos de lesiones recidivantes en el 53% de un grupo de sujetos cuya edad media no llega a los 19 años.

Según los datos previos, el porcentaje de sujetos que se ven afectados por síntomas del aparato locomotor, tanto a lo largo de su carrera como durante el último año, así como el porcentaje de los que han sufrido incapacidad temporal, y el número de regiones anatómicas afectadas, es superior en los estudiantes de danza española al hallado en estudiantes de otros tipos de danza, como ballet, contemporáneo, jazz o danzas étnicas, acercándose o incluso superando a los valores hallados en bailarines profesionales. Este hallazgo no puede ser atribuido al número de bailarines de la muestra que además de ser estudiantes, desarrollan simultáneamente actividad profesional, ya que éstos suponen solamente el 12,5% del grupo; sin embargo, tal como se vio anteriormente, en cuanto a los años dedicados al estudio de la danza, así como en horas semanales empleadas sólo en entrenar, excluida la actividad profesional en tablao o escenario en aquellos que la desarrollan, los sujetos estudiados superan a otros estudiantes y a algunos profesionales. Por otra parte, y aunque en el presente estudio la disparidad en el número de varones y mujeres impide establecer una significación estadística en las diferencias halladas entre sexos, las estudiantes de danza española presentan una prevalencia mayor de la sintomatología musculoesquelética a lo largo de su carrera, tanto en lo referente al número de lesiones por sujeto, como al padecimiento de lesiones de repetición, siendo la media de incapacidad temporal más larga, incluso superior al mes (2-4 meses) en tres mujeres. Evans y cols. (1996) en bailarines de variedades de Broadway, encuentran que las mujeres se lesionan más, sufriendo bajas más prolongadas, tal como ocurre en el presente estudio. Los autores consideran que ser mujer es un factor de riesgo en la danza de variedades, y lo atribuyen al uso del zapato de tacón. El uso de este tipo de calzado se ha relacionado con el desarrollo de patología musculoesquelética en diversas localizaciones como antepié, especialmente articulación metatarsfalángica del primer dedo (Wang y cols., 1990; McBride y cols., 1991), tendón de Aquiles (Carlson y cols., 2000), rodilla, sobre todo articulación femoropatelar (Ebbeling y cols. 1994; Kerrigan y cols., 1998), y columna lumbar (Bejjani y cols., 1988; Opila-Correia,

1990; Kreighbaum, 1996); además, a medida que aumenta la altura del tacón, disminuye la superficie plantar en contacto con el suelo debido a supinación en articulación subastragalina, especialmente marcada a partir de los 5,08 cm de altura (Ebbeling y cols., 1994), lo que disminuiría la capacidad de absorción de impactos del pie, siendo mayores las fuerzas de reacción verticales, anteroposteriores (Han y cols., 1999) y mediolaterales (Ebbeling y cols., 1994), incrementándose las presiones de impacto al caminar (Bransby-Zachary y cols., 1990), e incluso, durante la marcha con calzado de tacón mayor de 5,08 cm (Ebbeling y cols., 1994), se produce un incremento del consumo de oxígeno, de la frecuencia cardíaca y de la producción de CO<sub>2</sub>, es decir, disminuye la eficacia del movimiento y se facilita la aparición de fatiga, factores que a su vez favorecen el desarrollo de lesiones. En el presente estudio las mujeres usan calzado de tacón, similar en muchos aspectos al empleado en las variedades. No obstante en la danza española de zapato también lo usan los varones, las mujeres sin embargo suelen emplear tacón más alto, y así como los varones al salir de sus clases de danza o de su trabajo, utilizan calzado de tacón bajo, en el caso de la mujer, es habitual que el calzado considerado de “calle” siga teniendo tacón alto.

Podemos afirmar en función de los datos previos, por un lado, que en los estudiantes pre-profesionales de danza española, al igual que en otros colectivos de bailarines, los problemas musculoesqueléticos, dada su alta frecuencia de aparición, pueden llegar a ser considerados “normales” (Pintos, 1990; Ramel y Moritz, 1994; Solomon y cols., 2000), de hecho en los 7 días anteriores al estudio el 59,4% de los bailarines habían sufrido trastornos musculoesqueléticos, aunque en el momento de la recogida de datos el 93,7% desarrollaba su actividad normalmente. Por otro lado, este estudio confirma la opinión de Solomon y cols. (2000), según la cual los bailarines son más propensos a la lesión que la población general, ya que las lesiones del presente grupo de bailarines superan a la media en población adulta española, dado que sólo el 19% de los españoles refiere haber sufrido dolencia, enfermedad o impedimento que le haya obligado a interrumpir su actividad por más de 10 días en el último año, siendo en el 43% de estos casos, por problemas musculoesqueléticos (Ministerio de Sanidad y Consumo, 1999). Hay que tener en cuenta que estos jóvenes bailarines se encuentran dentro de la minoría de españoles (7%) que realizan ejercicio físico varias veces a la semana, y del 4% que en el curso de sus actividades habituales realiza un trabajo pesado que requiere gran esfuerzo físico, por lo tanto, evidentemente las cargas que soporta su sistema musculoesquelético están muy

por encima de la media nacional, y consecuentemente también los procesos patológicos que afectan a dicho sistema. Durá y cols. (2001) en relación a los gimnastas, consideran que son un grupo de riesgo frente a las lesiones, y según los autores ello es debido a la dificultad de las habilidades practicadas desde edad muy temprana, cuando todavía están en periodo de crecimiento, y a seguir entrenamientos intensos; ambos rasgos, como ha quedado recogido en el presente estudio, son aplicables a los bailarines de danza española.

En relación a la prevalencia de problemas musculoesqueléticos por regiones anatómicas, en los últimos 12 meses ocupa el primer lugar la columna lumbar, seguida de columna cervical, y en tercer lugar la unidad tobillo-pie, regiones que por otra parte, también son las que presentan mayor prevalencia de trastornos musculoesqueléticos a lo largo de 12 meses en bailarines profesionales de ballet (Ramel y Moritz, 1994), aunque en estos, tobillo-pie ocupa el segundo lugar en frecuencia, y columna cervical el tercer lugar. Las regiones menos afectadas pertenecen a miembro superior en ambos colectivos, y son muñeca-mano y codo; éste último, en el caso de la danza española no había sufrido trastornos en ninguno de los sujetos. El hombro sin embargo, ocupa un 4º lugar en prevalencia de sintomatología en el presente estudio y en el desarrollado por Ramel y Moritz (1994).

Analizando la presencia de trastornos musculoesqueléticos por regiones anatómicas, durante toda la carrera de danza, la mayor prevalencia se da en la unidad tobillo-pie, seguida de columna lumbar, y en tercer lugar rodilla, siendo este mismo orden de frecuencias el referido por Bronner y Brownstein (1997) en bailarines de variedades. El resto de segmentos de la columna, dorsal y cervical, ocupan un cuarto y sexto puesto respectivamente. El miembro superior no parece verse afectado de forma habitual en la danza española ni en hombres ni en mujeres, y concretamente el codo, en el grupo estudiado, nunca ha manifestado sintomatología. En la mayoría de los estudios y revisiones (Washington, 1978; Quirk, 1983; Baillon, 1983; Solomon y Micheli, 1986a; Clanin y cols., 1986; Lamata y cols., 1988; Bowling 1989; Pintos, 1990; Fernandez-Palazzi y cols., 1992; Garrick y Requa, 1993; Evans y cols., 1996; Simpson y Kanter, 1997; Lewis y cols., 1997; Bronner y Brownstein, 1997; Stretanski y Weber, 2002), las lesiones se localizan preferentemente en miembros inferiores, independientemente del tipo de danza, del nivel del ejecutante y del tipo de lesión, ya sea aguda o crónica. En la revisión bibliográfica realizada por Ryan y Stephens (1987), el 60-80% de las lesiones afectaban a tobillo, pie y rodilla, presentando la unidad tobillo-pie siempre mayor prevalencia que rodilla.

Dentro de las lesiones de tobillo-pie, el esguince es la más frecuente en el presente estudio y en trabajos previos (Kleiger, 1987; Lamata y cols., 1988; Howse y Hancock, 1988; Weisler y cols., 1996; Lewis y cols., 1997; Noguerón, 1998). En opinión de Stretanski y Weber (2002), prácticamente todos los bailarines profesionales a lo largo de su carrera sufren al menos un esguince de tobillo por inversión. La danza, por lo tanto, seguiría los mismos patrones lesionales que el deporte (Terk y Kwong, 1994), en el que las lesiones de miembros inferiores suponen entre el 55% y el 90% de las lesiones deportivas, y de ellas, el esguince agudo por inversión de tobillo es con mucho la más frecuente. Según Liu y Jason (1994), el complejo externo del tobillo es la estructura del cuerpo que más frecuentemente se lesiona en los deportistas, suponiendo el 38-45% de todas las lesiones, de modo que el 85% de todas las lesiones de tobillo son esguinces. El esguince de tobillo es también el traumatismo más frecuente en la práctica médica general (Know, 1976).

Sin embargo, la columna lumbar presenta la mayor prevalencia tanto en trastornos musculoesqueléticos en los últimos 12 meses, como en sintomatología de repetición a lo largo de la carrera. Ramel y Moritz (1994), señalan columna lumbar como la localización más frecuente de sintomatología en profesionales del ballet a lo largo de 12 meses, superando a cualquier región de miembro inferior, incluido tobillo-pie, al igual que ocurre en el presente estudio; Schon y Weinfeld (1995) señalan como localización más frecuente del dolor en bailarines la columna, y Doreste y Massó (1989) encuentran que en bailarines españoles de clásico y contemporáneo, es también la localización más frecuente de dolor de repetición, al igual que en el presente trabajo. Según Solomon y cols. (2000), el 60-80% de los bailarines de ballet y contemporáneo han sufrido algún episodio de lumbalgia. En bailarines de flamenco (Bejjani y cols., 1988), la mayor prevalencia de trastornos musculoesqueléticos se refiere a columna; según los autores, el zapateado genera una vibración de baja frecuencia absorbida esencialmente por el sistema musculoesquelético a nivel articular y mediante el incremento de la actividad muscular, lo que supone un aumento del riesgo de lesión, especialmente en columna. Las vibraciones que se producen durante el zapateado flamenco, y que avanzan en sentido proximal desde el pie, son absorbidas y atenuadas en parte, de modo que cuando llegan a cadera tienen una frecuencia de 4-16 Hz, que está en resonancia con esta articulación, con sacro, columna lumbar y columna cervical, lo que explicaría la prevalencia del 55% de dolor referido por los bailarines a cuello y espalda en el trabajo de Bejjani y cols. (1988),

concordante con los hallazgos del presente estudio, en el que en los últimos 12 meses el 75% de los bailarines había sufrido sintomatología en columna lumbar, y el 71,2% en cervical, siendo respectivamente del 43,7% y 18,7% durante la carrera. Koutedakis y cols. (1996) encuentran que el 43% de los varones bailarines de ballet profesionales encuestados había padecido lumbalgia, porcentaje que supera a los valores hallados en atletas (15%) por los mismos autores, y a los referidos a población general (25-30%). Harvey y Tanner (1991) hablan de un 5-8% de dolor de espalda en atletas y Durá y cols. (2001) en gimnastas de una prevalencia lesional del 0-16,75% en tronco y columna. Entre las causas de lumbalgia, Durá y cols. (2001) refieren la repetición de flexión, extensión, rotación o combinaciones de todas ellas, lo que provocaría micromovimientos y microtraumatismos en los discos intervertebrales y en las facetas articulares, y como resultado, la aparición de síntomas de sobreuso. Otra causa de lumbalgia propuesta por los autores, es la presencia de una musculatura muy fuerte en extremidades inferiores que no se acompaña de un acondicionamiento parejo de la musculatura lumbar, concordando en este sentido el hallazgo en el presente estudio de un desarrollo muscular superior a lo esperado en extremidades inferiores: en muslo y pierna de las bailarinas, y sólo en la pierna en los varones. En general se consideran causas de lumbalgia en atletas jóvenes (Harvey y Tanner, 1991), los errores técnicos, el mal acondicionamiento muscular, y el estrés repetido sobre columna durante el ejercicio físico. A todas estas causas de lumbalgia, podemos añadir la hiperlordosis lumbar, propuesta por Solomon y cols. (2000) como causa principal de lumbalgia en bailarines.

En lo que coinciden todos los estudios sobre danza, líneas arriba mencionados, al igual que los resultados del presente trabajo, es en que la localización menos frecuente de los trastornos musculoesqueléticos se da en miembro superior, oscilando la prevalencia entre el 0,3-9,1%, según el trabajo, localizándose predominantemente en hombro o muñeca-dedos, y con menor o nula frecuencia en codo.

Las lesiones recidivantes en los estudiantes de danza española asientan principalmente en columna lumbar, columna dorsal, rodilla y columna cervical. En general las lesiones de columna manifiestan tendencia a la recidiva, ya que las lesiones se repiten con una frecuencia superior a aquella con la que se producen. Las lesiones de muñeca y mano, no sólo se producen raramente, sino que no tienden a repetir. En cuanto a cadera y muslo, se sitúan en un 7º-9º lugar en prevalencia en el último año, durante toda la carrera y en relación a las recidivas. La región

tobillo-pie, a pesar de ser la que más trastornos ha sufrido a lo largo de la carrera de los bailarines, ocupa un séptimo lugar en lo referente a las lesiones de repetición, es decir sus lesiones no suelen recidivar ni cronificarse; este hallazgo coincide con lo indicado por Lewis y cols. (1997) respecto a bailarines profesionales de ballet. Por otra parte, la rodilla se encuentra afectada por problemas de repetición en dos de las tres bailarinas con incapacidad prolongada (superior al mes), habiendo sido la rodilla motivo de cirugía en un caso, y estando en el momento del estudio, a la espera de ser operada de esta articulación otra bailarina. Los bailarines en general, demuestran especial aprensión ante las molestias y lesiones de rodilla. Los resultados de este estudio justifican ese “respeto” hacia las afecciones de esta articulación, ya que aun no siendo la región que con mayor frecuencia sufre lesiones, ni en la que más recidivan, es en la que muestran mayor gravedad si nos guiamos por los tiempos de incapacidad, y la necesidad de someterse a tratamiento quirúrgico, lo cual en el grupo estudiado no ocurre con otras regiones que sufren frecuentemente procesos patológicos como tobillo-pie, o en las que estos tienden a repetirse, como columna lumbar. La rodilla no sólo muestra alta prevalencia de lesión y recidiva, sino que además inhabilita, y probablemente nada sea más temido por un deportista o por un bailarín. En este sentido, el estudio realizado por Garrick y Requa (1993) en bailarines de ballet, muestra como ocupando la rodilla el 4º lugar en cuanto a frecuencia de lesiones, le corresponden 5 de las 9 lesiones más importantes en términos financieros, es decir, coste del tratamiento, y del mismo modo Washington (1978), en un amplio estudio realizado entre bailarines profesionales y preprofesionales de ballet, contemporáneo, danzas étnicas y variedades, encuentra que la causa más frecuente de incapacidad parcial o total son las lesiones de rodilla.

Analizando los trastornos musculoesqueléticos en función del sexo, en el último año en los varones predominan las lesiones en columna lumbar y tobillo-pie, y en las mujeres en región cervical, seguida de lumbar, tobillo-pie y rodilla; en ambos sexos el miembro superior se ve poco afectado, a excepción de los hombros en las mujeres. A lo largo de la carrera en los varones predominan las molestias en tobillo-pie y muslo, mientras que en las mujeres se localizan predominantemente en columna lumbar, seguido de tobillo-pie y rodilla. En cuanto al miembro superior en los varones no se ve afectado y en las mujeres manifiesta una baja prevalencia. Nuevamente el escaso número de los varones en el presente estudio impide profundizar en la comparación por sexos, pero aun así vemos que más de la mitad de los bailarines de danza española a lo largo de su carrera han sufrido sintomatología en tobillo-pie y prácticamente la

mitad de las bailarinas en columna lumbar, lo que parece contradecir la prevalencia de las lesiones y la distribución por sexos hallada en ballet y contemporáneo por Baillon (1983), en contemporáneo por Solomon y Micheli (1986b), y en ballet por Fernández-Palazzi y cols. (1992), coincidiendo estos estudios en que las mujeres sufren más lesiones en tobillo-pie, y los varones en columna, afectando las lesiones de miembros superiores predominantemente a los varones. Estos datos hacen pensar que la danza española plantea unas exigencias específicas en la columna y miembros superiores de las bailarinas, y en la unidad tobillo-pie de los bailarines. No obstante, para confirmar estas sospechas, se requeriría un estudio comparativo entre los diversos tipos de danza mencionados, en el que el número de varones fuera similar al de las mujeres.

En el grupo estudiado predomina la lesión extrarticular, afectando al 78,1% de los sujetos a lo largo de su carrera. La sintomatología musculoesquelética de partes blandas presenta una prevalencia del 88,2%, dato que coincide con los obtenidos en trabajos previos realizados en bailarines (Quirk, 1983; Solomon y Micheli, 1986b; Pintos, 1990; Evans y cols., 1996; Weisler y cols., 1996; Lewis y cols., 1997) en los que se señala predominio de la afectación de tejidos blandos, en ambos sexos e independientemente del tipo de danza practicado. En el presente estudio, el tipo de lesión más frecuente es la muscular, coincidiendo con los hallazgos de Quirk (1983) en bailarines de ballet; sin embargo Pintos (1990) describe, en bailarines de diversos tipos de danza, la lesión muscular en tercer lugar, tras lesiones tendinosas y ligamentosas, y Solomon y Micheli (1986b) en bailarines de contemporáneo encuentran que ocupa un segundo lugar tras lesiones ligamentosas, teniendo mayor frecuencia que las tendinosas. En los bailarines de danza española hay lesiones que sólo se manifiestan en las mujeres, como condropatía, bursitis, ganglión y periostitis, sin embargo, las contracturas musculares por sobrecarga y los estiramientos de primer y segundo grado aparecen en ambos sexos, así como las tendinitis y los esguinces, siendo no obstante la lesión muscular y la ligamentosa más frecuente en los varones, dato que contradice en parte la opinión de Klemp y Learmonth (1984), según la cual, en los bailarines varones predomina la lesión ligamentosa y en las bailarinas la muscular.

Si atendemos a los resultados de los trabajos de investigación publicados, el dolor localizado en aparato locomotor, parece un acompañante habitual del bailarín en activo (Doreste y Massó, 1989; Ogilvie-Harris y cols., 1995). En el presente estudio, el 100% de los



sujetos encuestados refiere haber padecido en alguna ocasión, tras el entrenamiento diario, dolor localizado en el pie, siendo sólo en el 9,4% de aparición excepcional, lo que significa que en el 90,6% de los estudiantes de danza española, el dolor podálico es una sensación usual que acompaña a su entrenamiento: diariamente en más de la mitad de los sujetos (59,4%), semanalmente en el 31,2%. En el estudio realizado por Doreste y Massó (1989) en bailarines profesionales de clásico y contemporáneo, el 42% de los bailarines refería dolor de repetición localizado en pies, aunque los autores no especifican si era de aparición diaria o eventual, no obstante, teniendo en cuenta que la memoria para el dolor decae a los 5 días (Eng y Pierrynowski, 1993), debía presentarse con una cierta cotidianeidad. A pesar de la alta prevalencia de este síntoma, su intensidad parece moderada, ya que estudios como el realizado por Ogilvie-Harris y cols. (1995), en el que se preguntaba a bailarines profesionales de ballet acerca del dolor podálico que sufrían diariamente, graduándolo en una escala de 0-10, los autores hallan una media de 2,3 en varones y 2,7 en mujeres, valores que se corresponden con un dolor moderado. En el presente estudio también las mujeres parecen verse más afectadas por el dolor podálico, ya que en ellas lo habitual es que aparezca diariamente, mientras que en los varones es tan frecuente sufrir este síntoma diariamente, como excepcionalmente. Confirmando estas diferencias existentes entre sexos, Tajet-Foxell y Rose (1995) encuentran que tanto el umbral doloroso, como el umbral de tolerancia al dolor son mayores en los bailarines varones que en las bailarinas.

Cabría pensar que los bailarines forman un colectivo especialmente quejicoso, término que como señala la Real Academia Española (Diccionario de la Lengua Española, 2001) hace referencia al “que se queja demasiado y la mayoría de las veces sin causa”, manifestando en este caso, una respuesta al dolor exacerbada, y una injustificadamente alta prevalencia de molestias, dolor o inflamación en aparato locomotor en los últimos 12 meses, a lo largo de su carrera, e incluso en los 7 días previos al estudio; sin embargo, al igual que los atletas, los bailarines, demuestran poseer una cierta capacidad para controlar el dolor (Tajet-Foxell y Rose, 1995), ya que para ambos, el dolor es estresante, y significa que “algo falla”, ya sea porque proviene de fatiga, o de lesión. Los bailarines profesionales presentan, según estos autores, al igual que los deportistas profesionales, un umbral doloroso y de tolerancia al dolor significativamente superior al de la población no activa, aunque perciben la experiencia dolorosa de forma más aguda y precisa que los sujetos no entrenados; parecería que

precisamente su relación cotidiana con el dolor les convirtiera en buenos observadores de sus características. En opinión de Askling y cols. (2002), el alto umbral doloroso hallado en los bailarines, puede deberse precisamente, a la presencia “normal” de dolor y molestias en el aparato musculoesquelético. En relación con estos hallazgos, no se debe pasar por alto que en la danza en general, el dolor en sí, no ha sido considerado nunca motivo justificado para el abandono o interrupción de la actividad, por lo que acaba convirtiéndose en compañero habitual del entrenamiento y del trabajo. Según la bailarina y coreógrafa Agnès de Mille, refiriéndose al ballet clásico, aunque aplicable a otras formas de danza teatral, “...la norma principal y más importante [...] es no saltarse nunca la clase diaria, contra viento y marea, estés sano o enfermo, en ningún caso hay que omitir la barra; puede uno saltarse las comidas, no dormir, incluso faltar a los ensayos, pero nunca a clase, ni siquiera por un día, bajo ninguna circunstancia, salvo los domingos y el parto” (Bryan y Smith, 1992). Bajo la perspectiva de este adoctrinamiento, queda poco espacio para dolerse del propio sufrimiento y no digamos condolerse del ajeno. De hecho, en el estudio de Ogilvie-Harris y cols. (1995) aun los bailarines, hombres y mujeres, con las mayores tasas de dolor, que por otra parte se asociaban significativamente a la presencia de hallux rígidos, negaban que ello limitara sus horas de práctica, concluyendo los autores que el dolor no parece ser un factor relevante en el desempeño del bailarín, quien a pesar de padecerlo, está muy motivado para continuar con su práctica. Entre los estudiantes de danza española, en este mismo sentido, aun sufriendo el 90,6% dolor podálico diaria o semanalmente, sólo el 9,4% emplea algún tipo de protección u ortosis, del mismo modo que en el momento de la recogida de datos, la exploración desencadena dolor en el 84,4% de los bailarines en ambas rodillas, en el 80% de los varones y en el 81,5% de las mujeres en la unidad tobillo-pie uni o bilateralmente, y en el 47% de las mujeres en el raquis, mientras que sólo el 6,3% de los estudiantes ve alterado el desarrollo de su actividad habitual, y como se señaló con anterioridad respecto a la Encuesta Nacional de Salud (Ministerio de Sanidad y Consumo, 1999), la automedicación en relación a procesos inflamatorios y álgicos en la población española es fríamente superior a la encontrada en el presente grupo de bailarines, a pesar, como vemos, de la alta prevalencia de procesos álgicos podálicos y de patología del sistema musculoesquelético, superior en cualquier caso a la de población general española.

En el bailarín de danza española, a las funciones que normalmente le son atribuidas al pie, y han sido descritas en la Introducción de este trabajo, se suma la percusión, pero no sólo

la propia del flamenco, cuya evidente naturaleza percusiva ha sido descrita por Bejjani y cols. (1988) en relación al zapateado, por otra parte empleado también en la danza estilizada, y que en el presente estudio ocupaba el 43,5% del tiempo de entrenamiento semanal de los estudiantes; el zapateado, por sí solo sería una agresión suficiente, ya que no sólo hay una percusión rítmica del pie contra el suelo envuelto en un calzado que se diferencia poco, en cuanto a construcción, del zapato de calle, sin presentar hoy por hoy ningún material amortiguador salvo el caucho, sino que además el pie debe golpear, sin tensión muscular, pero con fuerza sobre el suelo, de forma que produzca un sonido limpio al chocar contra él (Martínez de la Peña, 1969; Contreras, 1987). Pero la percusión acompaña también a los saltos, habituales en el folclore, la escuela bolera y el ballet, danzas practicadas por los bailarines estudiados, y en el caso concreto del ballet, durante hora y media diaria. Los saltos en ballet, divididos en “pequeños saltos” y “grandes saltos”, se entrenan regularmente en todas las clases, y según Miller y cols. (1990) el pie soporta en la recepción de los mismos, entre 1,5-3 veces el peso corporal según sea la altura del salto. Concretamente en referencia al antepié, se ha descrito que las presiones crónicas son causa común de dolor localizado en esa zona (Wang y cols., 1990), produciéndose además durante los saltos una sensación de discomfort que según Robbins y Gouw (1991), se debería al bajo umbral doloroso en la superficie plantar de las articulaciones metatarsofalángicas.

Las lesiones en piel y anejos relacionadas con pequeños traumatismos repetidos, presentan menor prevalencia que el dolor podálico en sí, afectando a lo largo de la carrera al 28,1% del grupo. El tipo de lesiones que han padecido los estudiantes de danza española a lo largo de su carrera son las habitualmente encontradas en la danza (Sammarco, 1982), hasta el punto de ser consideradas por Howse y Hancock (1988) un riesgo laboral de este colectivo.

Nuevamente parecen existir diferencias entre sexos, aunque, como se ha indicado en repetidas ocasiones, no pueda ser estimado su valor. Sólo refieren este tipo de patología traumática las mujeres, concentrándose en cuatro bailarinas el 69,2% de los trastornos padecidos por el grupo a lo largo de la carrera. Ogilvie-Harris y cols. (1995) en bailarines profesionales de ballet, encuentran también que son las mujeres las que sufren mayor frecuencia de helomas e hiperqueratosis, con una media de 4,3 por bailarina y pie, mientras que en los hombres la media es de 1,7.

Los helomas y la hiperqueratosis son los trastornos observados con mayor frecuencia en la inspección del pie en este estudio, y en estudios previos desarrollados en bailarines (Bejjani y cols., 1988; Doreste y Massó, 1989; Ogilvie-Harris y cols., 1995; Nogueron, 1998). La hiperqueratosis plantar, como engrosamiento de la piel ante los traumatismos repetidos en una localización dada (Epstein, 1994), se incluye dentro de las funciones de protección propias del pie (Saltzman y Nawoczenski, 1995), siendo la sensibilidad plantar la que da lugar a estas adaptaciones protectoras (Robbins y Gouw, 1991), y por otra parte representaría la ley de Wolff de los tejidos blandos (Hamilton, 1991), reflejando la actividad desarrollada habitualmente por los bailarines, de hecho Massó (1992) encuentra una relación estadísticamente significativa entre la presencia de hiperqueratosis importantes en los bailarines estudiados por ella y la edad de comienzo en la danza, y Bejjani y cols. (1988) hallan un patrón de presiones plantares, durante la marcha con zapatos y el zapateado en bailarinas de flamenco, que se corresponde con el patrón de callosidades. Por lo tanto, cabría esperar en el presente estudio que las zonas plantares que manifestasen un mayor engrosamiento de la piel fuesen las más traumatizadas, y por otra parte, que en la zona correspondiente de la suela del calzado de baile se produjera simultáneamente un mayor desgaste. La hiperqueratosis plantar en los estudiantes de danza española está presente en el 87,5% de los sujetos, en el 81,2% de forma bilateral, y en todos los casos en antepié, ya que no existe en ningún sujeto en talón, predominando en relación a primer dedo, bajo articulaciones interfalángica y metatarsofalángica, y con menor frecuencia en relación a cabezas de metatarsianos centrales, sobre todo en pie derecho, siendo la localización menos frecuente bajo la cabeza de 5º metatarsiano (Figura 77, p.188). Coincidiendo con esta distribución de la hiperqueratosis en antepié, tal como ilustra la Figura 66 (p.167), el calzado de baile empleado durante las danzas de zapato (danza estilizada y flamenco), presenta con mayor frecuencia desgaste en relación al primer dedo y su articulación metatarsofalángica. En bailarines de ballet (Ogilvie-Harris y cols., 1995) la hiperqueratosis plantar se encuentra igualmente localizada en antepié, primer radio en varones, y primero y quinto en mujeres; en ballet y contemporáneo Massó (1992) encuentra también hiperqueratosis en relación a primer metatarsiano, metatarsianos centrales y talón, localización esta última que no aparece en los estudiantes de danza española, y que según la autora es más frecuente en bailarines de contemporáneo por el hecho de trabajar habitualmente descalzos, sin embargo en bailarines de flamenco, Bejjani y cols. (1988) encuentran hiperqueratosis plantar localizada en talón, además de en las regiones de antepié que

viene siendo habitual en bailarines: articulación metatarsofalángica del primer dedo, y con menor frecuencia en las de 2º, 4º y 5º dedos. En el presente estudio, aunque los bailarines, con una edad media 24 años menor que la del grupo estudiado por Bejjani y cols. (1989), no han desarrollado hiperqueratosis en talón, se observa desgaste en la mitad externa del tacón en el 75% de los zapatos estudiados, por lo que quizá el tacón y las estructuras que lo constituyen, a pesar de la percusión repetida durante el zapateado, ejerzan un papel amortiguador y en cierta medida protector sobre talón.

En el 95% de los pacientes con metatarsalgia estudiados por Waldecker (2001) la hiperqueratosis se localiza principalmente bajo cabezas de 2º-3º metatarsianos, y en el 32% se manifiesta durante el ejercicio. Si consideramos, en el grupo de bailarines, la habitual presencia de hiperqueratosis en antepié junto con la también habitual existencia de dolor podálico, podríamos pensar que simplemente estamos ante una desestructuración del antepié, descrita por Lelièvre y Lelièvre (1987) como antepié plano o convexo. Sin embargo las zonas de hiperqueratosis, es decir de sobreuso plantar, en los bailarines estudiados no coinciden con las habituales en este proceso, sino que predominan en relación a primer dedo: articulación interfalángica y metatarsofalángica. Además la metatarsalgia como tal, sólo es descrita en un sujeto, que por otra parte era el único que había trabajado profesionalmente en danza contemporánea, durante 3 años. Luego más que ante un “fracaso” del antepié, al menos en este joven grupo de bailarines, nos encontraríamos ante una adaptación morfofuncional al trabajo percusivo y de carga de peso que tiene lugar en antepié durante el entrenamiento habitual de la danza española (zapateado, saltos, piruetas), predominando en relación a primer radio.

En cuanto a los helomas situados en cara dorsal de las articulaciones interfalángicas de los dedos, afectan aproximadamente al 40% del grupo, predominantemente a mujeres, apareciendo en todos los dedos con una frecuencia variable: mayor en 2º dedo en pie derecho y 4º en pie izquierdo, el 1º dedo ocupa un tercer puesto en frecuencia en ambos pies, y el 5º dedo es el menos afectado también en ambos pies. Estos helomas dorsales representan generalmente zonas de presión y fricción, ejercidas por el calzado (Massó, 1992; Frey, 2000), que suelen acompañar a trastornos estructurales del antepié cuyo desarrollo se atribuye igualmente al calzado (Lelièvre y Lelièvre, 1987; Janisse, 1992; Frey, 2000), de forma que un calzado mal diseñado y poco adaptado puede deformar un pie por lo demás sano, provocando la aparición de hallux valgus, dedos en martillo, quintus varus, helomas y otros problemas

incapacitantes. Apoyando esta opinión, señala Frey (2000) que la frecuencia de problemas en los pies es pequeña en poblaciones que nunca han usado calzado. Massó (1992) en bailarines de clásico y contemporáneo, encuentra que los helomas se localizan en cara dorsal de 2º-4º dedos, siendo mayor su prevalencia entre los bailarines de clásico, lo que la autora atribuye al uso de las zapatillas de punta en el ballet, mientras que los bailarines de contemporáneo bailan descalzos. Según Frey (2000), las mujeres, tienen una probabilidad 9:1 respecto a los varones de sufrir diversos problemas de antepié, lo que se relaciona con las características del calzado femenino; en un estudio realizado por esta autora el 54% de las chicas entre 10-18 años encuestadas, refería dolor de pies, que los zapatos provocaban o agravaban.

La placa y lecho ungueal parecen ser otra de las localizaciones preferentes de trastornos a lo largo de la carrera de los estudiantes de danza española, aunque no se observaba ninguna lesión en el momento de la exploración. Las lesiones ungueales presentan también alta prevalencia en estudiantes y bailarines de español, clásico y contemporáneo (Lamata y cols., 1988; Doreste y Massó, 1989; Nogueron, 1998), siendo las alteraciones más frecuentes la distrofia ungueal, el hematoma subungueal y la paroniquia, que en el trabajo de Doreste y Massó (1989) siguen el mismo orden de frecuencia que en el presente estudio, a pesar de incluir bailarines de contemporáneo, que típicamente trabajan descalzos.

Según Lèlievre y Lèlievre (1987) uno de los rasgos del calzado fisiológico es que el individuo se sienta confortable usándolo, sin pretender que el pie “se adapte” al zapato; sin embargo las únicas lesiones ampollosas en resolución, observadas en dorso de dedos en un sujeto del presente estudio, que por otra parte no padecía ni helomas ni dedos en martillo, se produjeron al estrenar calzado de baile, lo cual hace sospechar que dicho calzado no era confortable, y estaba sometiendo a los pies a un “periodo de adaptación”. Tal como se indicó con anterioridad, los bailarines de este estudio buscan en su calzado de baile prioritariamente la comodidad, pero ésta no es para ellos sinónimo de anchura suficiente, lo que evidentemente va a generar zonas de roce y presión, que se manifestarán como las ampollas, helomas o deformidades del antepié que estamos analizando. El calzado presentaba deformación en la pala en el 75-78,5% de los zapatos derechos e izquierdos inspeccionados, correspondiendo a primer dedo en el 64% de los derechos y el 75% de los izquierdos, seguido en frecuencia por quinto dedo en 46% de derechos y 50% izquierdos, coexistiendo en el 34,4-37,5% ambas deformidades en el mismo

zapato, lo cual viene a traslucir que el antepié de más de 3/4 partes de los bailarines estudiados no cabe en el calzado que usan para las danzas de zapato.

En cuanto a otro tipo de alteraciones dermatológicas, como podrían ser infecciones fúngicas o víricas, en este estudio sólo un sujeto refiere haber padecido un papiloma plantar a lo largo de su carrera, no siendo referidas en ninguno de los trabajos científicos sobre danza consultados.

Suele creerse entre los bailarines, que un pie en función de la longitud relativa de sus dedos, es más adecuado que otro para practicar cada tipo de danza, y adaptarse a los distintos calzados empleados, lo que conllevaría a la larga a la selección del ‘pie más apto’. Existen diversos estudios sobre la fórmula digital en bailarines y población general, y casi podríamos decir que hay tantas distribuciones de frecuencias de las distintas fórmulas digitales como trabajos analizándolas (Viladot, 1990; Hughes y cols., 1990; Ogilvie-Harris, 1995; Noguerón, 1998; Pérez y cols., 1999; Goonetilleke y Luximon, 1999). Según Viladot (1990) en las bailarinas de ballet españolas predomina el pie cuadrado respecto a la población general. Hughes y cols. (1990) encuentran que en población general el pie egipcio es el más frecuente, al igual que Goonetilleke y Luximon (1999) en varones chinos, y Viladot en niños de población general española, siendo también la fórmula que prevalece en los estudiantes de danza española del presente estudio. Según los resultados del trabajo de Hughes y cols. (1990), la fórmula digital no guarda relación ni con la edad, ni con el sexo; tampoco Ogilvie-Harris y cols. (1995) pueden demostrar diferencias estadísticamente significativas al respecto entre ambos sexos en población general, y dentro de los bailarines de ballet no predomina claramente ningún tipo de pie, presentando igual distribución de fórmulas digitales que el grupo control, lo que descartaría, al menos en su estudio, un proceso de selección natural.

Respecto a la relación entre fórmula digital y trastornos podálicos, señala Noguerón (1998) en estudiantes de ballet, que el mayor número de alteraciones de piel y placa ungueal se da en las que tienen pie egipcio, y el menor en las que tienen pie cuadrado. No obstante, la mayoría de las bailarinas en su estudio tenía pie egipcio y la minoría cuadrado, por lo tanto, estos datos podrían reflejar simplemente, la distribución de las fórmulas digitales en el grupo. En el estudio de Ogilvie-Harris y cols. (1995), también en ballet, la fórmula digital no guardaba relación estadísticamente significativa con los problemas podálicos en los varones, sin embargo en las bailarinas, la presencia de helomas y dolor podálico diario era menor en las que tenían pie

egipcio, siendo el pie griego el que se acompañaba de más incidencia de hallux rígido y dolor diario. Hay que tener en cuenta que en el ballet los hombres, salvo por motivos coreográficos o razones de entrenamiento, usan la llamada zapatilla de media punta, cuyas características fueron descritas en la Introducción de este trabajo, y las mujeres sin embargo, emplean típicamente la zapatilla de punta (Figura 10, p.41), que consta de una puntera rígida con forma de cono truncado con menor altura que anchura, igual para ambos pies, y con una superficie de apoyo de unos 4 cm<sup>2</sup> (Sammarco, 1982), transmitiéndose la mayor carga de peso a través del primer radio (Teitz y cols., 1985), y sufriendo las mayores presiones la cara medial de primer dedo (Kravitz y cols., 1986; Tuckman y cols., 1991); en el caso del pie egipcio es además el más largo, lo cual le obliga a desviarse en valgo, cubriendo o “rodeando” al segundo dedo, que ve de este modo duplicadas sus presiones (Teitz y cols., 1985), mientras que sobre el primer dedo o su metatarsofalángica éstas no sufren cambios significativos, y así la razón de presiones en ambos dedos se acerca a la hallada en el pie cuadrado. Pero si el segundo dedo es el más largo, como ocurre en el pie griego, puesto que la longitud de la punta es la misma para todos los dedos, y dado que este dedo no tiene posibilidad de desviarse debido a su posición central en antepié, se verá obligado a replegarse, adoptando la deformidad en martillo y al mismo tiempo acortándose relativamente respecto al primer dedo, lo que nuevamente se aproxima a la estructura de un pie cuadrado. En este caso el primer dedo, que sufre un alargamiento relativo, recibe los impactos siguiendo su eje axial, causa fundamental del desarrollo de un hallux rígido, ya que en el hallux rígido típico el eje del primer dedo es rigurosamente normal, y cuando se acompaña de desviación en valgo la artrosis es menos acentuada (Lelièvre y Lelièvre, 1987). En el presente grupo de estudiantes de danza española, el 66% de los pies cuadrados y el 33% de los que tienen fórmula con 1º y 2º dedos de igual longitud, se encuentran en el grupo de las mujeres que han sufrido el 69,2% de las lesiones podálicas de piel y faneras, mientras que sólo el 5% son pies egipcios, a pesar de ser la fórmula más frecuente en la muestra, y ninguno es griego. Recordando las características del calzado de danza española, analizadas en la Introducción, vemos que tiene (Figuras 23-25, p.64) una puntera cónica y ligeramente asimétrica, distinta para ambos pies, y con el eje centrado en 2º dedo, lo cual en caso de un pie egipcio provocaría la desviación en valgo del primer dedo, que una vez desviado se puede alojar en la mitad interna de la puntera, y en el caso de un pie griego, la mayor longitud del calzado se correspondería con 2º dedo, dibujando los dedos del pie griego, un perfil semejante a la puntera del calzado; pero cuando 1º y 2º dedos son iguales, y sobre todo los cuatro



primeros dedos tienen longitud semejante, la forma cónica no permite acomodarlos a todos, como sí ocurría en la puntera (con forma de cono truncado) de la zapatilla de punta, ya que resultan en conjunto más largos y anchos que la propia puntera del calzado de español. En cualquier caso, como indicaban Ogilvie-Harris y cols. (1995), aún asociándose unas determinadas fórmulas digitales a mayor prevalencia de cierto tipo de lesiones o procesos algícos podálicos, debido a la alta tolerancia al dolor que demuestran los bailarines, su capacidad de desempeño no se ve alterada, ni reducidas sus horas de práctica. Por lo tanto, aunque determinadas conformaciones del pie parezcan adaptarse mejor al calzado y asociarse en menor medida que otras a procesos patológicos, y en el caso concreto de la danza española, parecería que éstas son el pie egipcio y el griego, considerar la estructura del pie como un factor de selección para las danzas de zapato, resultaría cuando menos, simplista, apoyando los resultados del presente estudio la opinión de Martorell y cols. (1989), según la cuál, cualquier fórmula digital tiene cabida para la práctica de toda clase de deporte.

En relación a las alteraciones estructurales del antepié, los dedos en martillo están presentes en el 31,2% de los sujetos, predominando en mujeres, y acompañándose de helomas dorsales en el 21,8% del grupo. Esta prevalencia supera a la encontrada en estudiantes españoles de ballet y danza española (Lamata y cols., 1988; Noguerón, 1998), bailarinas de flamenco (Bejjani y cols., 1988) y mujeres de población general entre 10-18 años (Frey, 2000), grupos en los que oscila entre el 2-10%, siendo superior sólo en bailarines profesionales españoles de ballet y contemporáneo (Massó, 1992) en los que alcanza el 35%, y en mujeres de población general entre 20-60 años, en las que llega a afectar al 50% (Frey, 2000). Se observa martillo incluso en primer dedo en un bailarín, lo cual es un hallazgo excepcional, ya que habitualmente esta deformidad afecta del 2º al 5º dedo, predominando en el 2º (Hughes y cols., 1990).

En ninguno de los bailarines estudiados se observa quintus varus, a pesar de ser una deformidad descrita con cierta frecuencia en la danza, 0,9-10% (Schneider y cols., 1974; Bejjani y cols., 1988; Lamata y cols., 1988; Pintos, 1990; Einarsdóttir y cols., 1995), y en el 18% de las mujeres de población general entre 20-60 años (Frey, 2000). El primer radio, sin embargo, muestra alta prevalencia de deformidades estáticas; así el 54,2% de los estudiantes explorados presenta hallux valgus según fotopodograma, en uno o los dos pies, antes o después de entrenar, y el 72% de los pies derechos y el 75% de los izquierdos presenta hallux

valgus interfalángico en la inspección. Según Schneider y cols (1974) es habitual en bailarines, sobre todo mujeres, encontrar en las radiografías hallux valgus metatarsofalángico, y hallux valgus interfalángico. Se trata, por otro lado de dos articulaciones muy traumatizadas en el grupo estudiado, tal como indicaba el patrón de hiperqueratosis plantar, presente en la metatarsofalángica en el 60% de los pies estudiados, y en la interfalángica en el 69-72%.

El método fotopodográfico mediante el que se determina la angulación de la articulación metatarsofalángica, presenta una buena fiabilidad, lo que indica que es un método preciso, al menos cuando la determinación es realizada por el mismo investigador. Sanders y cols. (1992), como se indicó, demostraron la correlación existente entre este método y la valoración radiográfica, en la que se define la angulación del primer radio por el ángulo formado entre eje de primer metatarsiano y eje de la primera falange, sistemática empleada por Einarsdóttir y cols. (1995), encontrando en hombres y mujeres de 16-20 años en población general, una media de +18,3° y +17,9° respectivamente, que supera los +15°, considerados el límite superior de la angulación normal del primer radio, cuando ésta se estima radiográficamente (Sanders y cols., 1992; Gentili y cols., 1996), por lo que los valores medios obtenidos en población general por Einarsdóttir y cols. (1995), pueden ser calificados de hallux valgus. Sin embargo en el grupo de bailarines de danza española, sin pretender la comparación directa entre ambos métodos, los valores medios obtenidos para ambos sexos en condiciones basales (Tabla XXII, p. 190), corresponden a una angulación normal, ya que en el caso del método fotopodográfico propuesto por Sanders y cols. (1992) el límite de normalidad está en +8°. Einarsdóttir y cols. (1995) encuentran en estudiantes y bailarines de ballet en activo, hombres y mujeres de 16-43 años, valores medios que igualmente se corresponderían con hallux valgus radiográfico (16,8° y 19,1° respectivamente). La comparación se hace aún más difícil con los resultados obtenidos en los trabajos de investigación que emplean la mera inspección, puesto que así como en el presente estudio, tal como se ha indicado, el 54,2% de los varones y mujeres, presentan hallux valgus en al menos un pie, y en al menos una de las situaciones exploradas (condiciones basales y tras practicar zapateado de clásico español o flamenco), en ninguno de los trabajos que emplean el método observacional se define el criterio de valoración utilizado, ni se indica si la determinación se realizó en carga o descarga, en condiciones basales o tras ejercicio, ni si el número de sujetos con hallux valgus hace referencia a los que lo padecen de forma uni o bilateral. En la mayoría de estos trabajos la

prevalencia de hallux valgus es menor a la observada en el presente estudio, así Lamata y cols. (1988) en estudiantes españoles de ballet y danza española encuentran un 7,7%, Bejjani y cols. (1988) en bailarinas de flamenco de 25-69 años un 30%, Massó (1992) en bailarines de clásico y contemporáneo, con 28 años de edad media, encuentra un 50%, pero esta autora sólo incluye en la estadística sujetos con hallux valgus bilateral; sin embargo Noguerón (1998) señala que en el 74% de los pies de mujeres, estudiantes de ballet, se observaba hallux valgus. En población general, Frey (2000) habla de una prevalencia del 54% en mujeres de 20-60, siendo la deformidad más frecuente del antepié. Mediante valoración podobarográfica dinámica, Hughes y cols. (1990) en 160 sujetos normales de 5-78 años, encuentran que el 21% tiene hallux valgus en uno o los dos pies, aunque nuevamente los autores no explican la sistemática. Por lo tanto, aunque la angulación media del primer radio en el grupo estudiado, presenta valores dentro de la normalidad, e incluso menores a los hallados en sujetos de edad semejante en población general, el porcentaje de bailarines con hallux valgus resulta elevado, ya que afecta a más de la mitad de la muestra.

La angulación del primer radio guarda relación estadísticamente significativa con la edad y el sexo (Hughes y cols., 1990; Einarsdóttir y cols., 1995), siendo mayor en las mujeres (Wiesler y cols., 1996), y presentando el hallux valgus en ellas más frecuencia, según Frey (2000) en una proporción 9:1 respecto a los varones, aunque no se observe todavía en mujeres entre 10-18 años. El aumento de la prevalencia de hallux valgus con la edad, se produce especialmente en las mujeres, tanto en población general como en bailarinas de ballet, de modo que según los resultados del estudio de Einarsdottir y cols. (1995), al comparar la evolución de la angulación del primer radio en este colectivo con la progresión en población general, no se demuestra que el ballet practicado de forma profesional, por sí mismo, incremente dicho ángulo, sino que la angulación en valgus del primer radio aumenta progresivamente, tal como lo hace en población general, siendo las bailarinas más vulnerables. En el presente estudio, no se encuentra relación entre la edad del sujeto y la angulación del primer radio en condiciones basales, hallazgo que está en contraposición con los resultados obtenidos en los trabajos citados previamente, sin embargo, hay que tener en cuenta que el margen de edades de los estudiantes de danza española, 15-26 años, es relativamente pequeño comparado con los manejados por Hughes y cols. (1990) y Einarsdottir y cols. (1995), lo que haría difícil apreciar diferencias respecto a esta variable. Por otro lado, y a pesar de las

dificultades expresadas en anteriores ocasiones para valorar las diferencias entre sexos, las bailarinas, con una edad media de 18,5 años, presentan en las distintas determinaciones, alrededor de 2° más de valgo que los varones, cuya edad media es superior (20,6 años), corroborando estos datos los hallazgos de Einarsdóttir y cols. (1995) en estudiantes de ballet. En las mujeres el valor medio es normal, salvo para pie izquierdo tras entrenar, que alcanza los +8,26°, en los varones sin embargo, el valgo se mantiene siempre dentro de valores normales. La juventud del grupo estudiado, podría explicar por qué el hallux valgus no se acompaña sistemáticamente de trastornos como la bursitis, que en el presente grupo está ausente, o deformidades que característicamente concurren con el hallux valgus, como son la hipertrofia de la cabeza del primer metatarsiano, o la pronación del primer dedo (Mascaró, 1989). No obstante estas malformaciones que afectan a menos de 1/3 de la muestra, cuando coexisten con hallux valgus ven incrementada su prevalencia, sobre todo en el caso de la hiperostosis del primer metatarsiano, que acompaña al 71% de los hallux valgus en pie izquierdo y al 43% en el derecho.

Son limitados los estudios que buscan la demostración estadística de asociación entre diversos agentes y la presencia de hallux valgus, así como escasas las relaciones halladas, que en todo caso, como en el presente trabajo, indicarían una relación de coexistencia, pero no de causa-efecto. A pesar de la escasez de datos objetivos, la génesis de esta deformidad es atribuida de forma empírica a múltiples factores, como la pronación (Teitz y cols., 1985; Howse y Hancock, 1988; Kravitz y cols., 1986; Reid, 1992), el desequilibrio en musculatura intrínseca y extrínseca del pie (Kravitz y cols., 1986; Reid, 1992; Pérez y cols., 1999), y la presencia de laxitud articular (Kravitz y cols., 1986; Reid, 1992), coincidiendo en general los distintos autores en atribuir la causalidad a factores estructurales del propio pie, como la coexistencia de un primer metatarsiano aducto en un pie egipcio, sumándose la acción del calzado (Kravitz y cols., 1986; Lelièvre y Lelièvre, 1987; Viladot, 1990; Reid, 1992; Pérez y cols., 1999), de modo que según Lelièvre y Lelièvre (1987), el calzado marca la diferencia entre unos y otros sujetos: en unos crea una simple molestia, en otros una deformación importante al existir factores predisponentes. Sin embargo en el estudio realizado por Hughes y cols. (1990) no se halla relación estadísticamente significativa entre la fórmula digital y el grado de deformidad del hallux.

En los estudiantes de danza española, no se encuentra relación entre la angulación del primer radio, ni en condiciones basales ni tras entrenar, con factores tales como los años bailando, edad de inicio en la danza en general, o en cualquiera de los tipos de danza practicados por los sujetos habitualmente, lo que se contrapone a los resultados obtenidos por Massó (1992) en bailarines profesionales de ballet y contemporáneo, ya que según la autora existe una relación estadísticamente significativa entre la frecuencia de hallux valgus y el comienzo en la danza antes de los 11 años, así como con el tipo de danza practicado, siendo más frecuente en clásico que en contemporáneo. Los 11 años, en general, se consideran la edad mínima (Solomon y cols., 2000) para el inicio de las puntas en el ballet, ya que el esqueleto óseo del pie de la niña está completando su maduración, y el trabajo en las puntas podría afectar a su desarrollo. Dentro de la punta el 100% de los pies estudiados por Tuckman y cols. (1991) muestra hallux valgus dinámico postural, que afecta tanto a articulación metatarsofalángica, como a la interfalángica, pero que sólo en el 11,1% se acompaña de hallux valgus en condiciones basales; por su parte Massó (1992) no encuentra relación entre la presencia de hallux valgus y la edad de inicio en las puntas, y como señala Hamilton (1991), no está demostrado que el uso de las puntas a edades tan tempranas como los 5-6 años favorezca la aparición de hallux valgus, del mismo modo que no está demostrado que bailar en media punta (Figura 13, p.54) genere menos estrés al esqueleto del pie que bailar en puntas, empleándose sin embargo la media punta en ballet, desde el inicio de los estudios, y también en la escuela bolera, siendo ambos tipos de danza practicados habitualmente por los bailarines del presente estudio, mientras que no empleaban las puntas. Lo que usan habitualmente los estudiantes de danza española es calzado de tacón, que produce un incremento de las fuerzas sufridas por antepié, sobre todo en su zona medial (Kerrigan y cols., 1988), dando lugar a una mayor predisposición a deformidades del mismo aunque, como se ha indicado, en el grupo de estudiantes de danza española no existe relación entre la presencia de hallux valgus y la edad de inicio en cualquiera de los tipos de danza practicados. La única relación estadísticamente significativa hallada en el presente estudio, es débil e inversa ( $r=-4$ ), y se establecería entre la angulación del primer radio tras entrenar y la edad del sujeto, de modo que a mayor edad, menor angulación del primer radio tras el entrenamiento, lo que podría deberse a una disminución de la movilidad articular, ya que la laxitud articular localizada (Kravitz y cols., 1986) o generalizada (Reid, 1992) se ha considerado causa de hallux valgus, y la movilidad articular depende, entre otros

factores de la edad (Gannon y Bird, 1999), disminuyendo paulatinamente tras la pubertad (Rodríguez y Santonja, 2000).

Tras entrenar zapateado una media de 62,3 (20-90) minutos, la angulación en valgo de la primera metatarsofalángica muestra una tendencia media a aumentar aproximadamente  $+2^\circ$ , aunque este incremento sólo es significativo en pie izquierdo en las mujeres, en las que, como se ha indicado previamente, adquiere además el rango de hallux valgus fotopodográfico. El pie izquierdo en estos bailarines, en los que el 84% de los sujetos son diestros de extremidades inferiores, actúa prioritariamente como base de sustentación, mientras que el derecho sería el pie ‘hábil’, con una función predominantemente motriz. El diferente papel de ambos pies en la danza, ha sido mencionado por Hugel y cols. (1999) en bailarines de ballet clásico, en los que el pie izquierdo soporta el peso, mientras el derecho controla la postura. Tal como se ha mencionado, se suele conceder mucha importancia a los factores estáticos, como la pronación (Teitz y cols., 1985; Howse y Hancock, 1988; Kravitz y cols., 1986; Reid, 1992) en la generación del hallux valgus. Estos factores actuarían cuando el pie desempeñara las funciones descritas por Saltzman y Nawoczenski (1995) de carga del peso corporal, absorción y disipación de fuerzas, e impulsión del cuerpo, propias todas ellas del pie de apoyo. En el presente estudio se observa pronación en el primer dedo en el 25% de los pies izquierdos, y aumento del ángulo del primer radio en el 58,3% de los pies izquierdos tras entrenar, mientras que en el pie derecho, aparecen con menor frecuencia este tipo de problemas, predominando incluso la disminución del ángulo, que afecta al 35,4% de los pies derechos. En cualquier caso, la variación en la angulación de la articulación metatarsofalángica, cuando se produce, es transitoria, al menos en este grupo de jóvenes bailarines, ya que en condiciones basales, es decir tras el reposo y antes de iniciar una nueva jornada, los cambios en dicha angulación han revertido. Ello no obsta para considerar la necesidad de proseguir esta línea de investigación, y valorar la trascendencia de estos cambios de angulación en el primer radio a largo plazo.

La primera articulación metatarsofalángica no sólo es asiento habitual de anomalías estructurales, sino también de dolor; así la interlínea articular manifiesta dolor en la exploración en el 65,6% de los bailarines, pero este hecho es común a otros tipos de danza. Ogilvie-Harris y cols. (1995), en bailarines de ballet clásico, con una edad media superior a la del presente grupo (23 años las mujeres y 25 años los varones), catalogan de ‘universal’ la presencia de dolor localizado en esta articulación. En los estudiantes de danza española más del 80% de las

interlíneas articulares eran dolorosas en su cara dorsal, acompañándose en el 94% de los casos de crecimiento osteofítico a la palpación. Sólo en el 15,6% de los sujetos duele el sistema glenosamoideo plantar en uno u otro pie, siendo mayor la prevalencia en pie izquierdo. La sesamoiditis, como entidad nosológica que engloba, desde la contusión a la osteonecrosis, pasando por las fracturas de los sesamoideos, es muy frecuente en la danza por la sobrecarga que ésta comporta para la región (Martorell y cols., 1989), según Hamilton (1988) sobre todo en la contemporánea, como consecuencia de bailar descalzos, para Macintyre y Joy (2000) sin embargo en cualquier tipo de danza, ya que durante el proceso de subida a la media punta (Figura 13, p.54) o punta (Figura 10, p.41), los sesamoideos son sometidos a fuerzas considerables. Por otra parte, con el uso de calzado de tacón alto, como puede ser el empleado en la danza española, con respecto a la marcha sin calzado, las fuerzas soportadas por la articulación metatarsofalángica-sesamoidea se duplican y actúan durante más tiempo (McBride y cols., 1991), además, al incrementarse la dorsiflexión en la articulación metatarsofalángica, los sesamoideos se ven obligados a articular en la zona menos profunda de los canales de la cabeza metatarsiana, lo que facilita su subluxación. Según Washington (1987) y Solomon y cols. (2000), los huesos sesamoideos son repetida y selectivamente traumatizados en danzas de percusión, entre las que se encuentran el flamenco, folclore irlandés y tap, a consecuencia de los movimientos percusivos en los que la cara plantar del pie choca repetidamente contra el suelo, y de hecho Bejjani y cols. (1988) encuentran que la cabeza del primer metatarsiano es la segunda región plantar que recibe mayor presión durante el zapateado. Novella (1987) añade como causa oculta de lesión de los sesamoideos en este tipo de danzas, el adelgazamiento excesivo de la suela de caucho debajo de la cabeza del primer metatarsiano a consecuencia del uso, lo que ejerce un efecto hiperdorsiflexor, y acrecienta el impacto sobre la articulación. Si recordamos, en este grupo de bailarines de danza española, el calzado en el momento del estudio no se encontraba, en general, en un buen estado de conservación, y el 72% de los sujetos tardaba en recambiarlo más de 6 meses, presentando desgaste en la zona correspondiente a cabeza del primer metatarsiano en el 86% de los zapatos estudiados. En este estudio, se demuestra la relación entre la presencia de dolor a la exploración en la articulación metatarsofalángica del primer dedo y la edad del bailarín en pie izquierdo, y en el pie derecho con la carga por unidad de tiempo soportada por el primer dedo en bipedestación normal. Los años practicando danza en general y cada tipo concreto en

particular, la angulación del primer radio en condiciones basales y tras entrenar, o los grados de movilidad pasiva no explican la presencia de dolor en esta articulación.

El estudio de la movilidad en los bailarines de danza española demuestra, primero que el método de valoración empleado presenta una buena repetibilidad intratest, y en segundo lugar que no sólo conservan un grado de movilidad normal, sino superior a lo normal, ya que comúnmente se alcanzan los 75-85° de dorsiflexión pasiva (Daniels y Worthingam, 1988), y así McPoil y Cornwall (1996) en adultos jóvenes encuentran 85,6° de extensión, mientras que en los estudiantes de danza española la media es de 97° en pie derecho y 105° en izquierdo, siendo la diferencia entre ambos pies significativa, en las mujeres y en el grupo. Sólo una mujer no alcanza los 75° de dorsiflexión pasiva en la metatarsofalángica del pie derecho, llegando sólo a 72°. Por lo tanto, el rango de dorsiflexión en la articulación metatarsofalángica, no sólo es superior a la media poblacional, sino que cumple ampliamente las necesidades específicas para una marcha normal, que son 60° de flexión dorsal (Clanton y Ford, 1994), y para la danza, ya que según Hamilton (1991) se requieren 80-90° de dorsiflexión para poderse subir a la media punta, empleada no sólo en clásico, sino también en contemporáneo y danza española. En este estudio y en esta articulación, los varones presentan mayor movilidad, a pesar de considerarse habitualmente que la flexibilidad es mayor en las mujeres, incluidas las bailarinas (Klemp y Learmonth, 1984; Wiesler y cols., 1996; Gannon y Bird, 1999). Estos rangos de movilidad podrían encuadrarse dentro de hipermovilidad del primer radio, que según Rush y cols. (2000) consiste en un incremento de la dorsiflexión del primer radio con tope blando en la exploración, hiperqueratosis bajo cabezas de otros metatarsianos, ambos rasgos presentes en este estudio, y engrosamiento de la cortical, sobre todo del segundo metatarsiano, lo que no puede ser demostrado en el presente trabajo. Estos grandes rangos de movilidad articular, son consecuencia del entrenamiento específico de la danza (Hamilton, 1988), siendo pocos los individuos que nacen con esta amplitud articular; pero no sólo se desarrolla en el ballet, donde los datos obtenidos en estudiantes muestran que el rango de movilidad es sorprendentemente menor, 82-88° las mujeres y 74-77° en los varones (Wiesler y cols., 1996), sino que al igual que en los bailarines de danza española del presente estudio, Bejjani y cols. (1988) en bailarinas y bailaoras de flamenco encuentran que el rango de movimiento en la primera metatarsofalángica es superior a la media poblacional, siendo en su estudio la dorsiflexión de 96° de media. Por otra parte, en bailarines que practicaban ballet,



contemporáneo y jazz, Schon y cols. (2002) encuentran que el 38% no alcanza los 90° de dorsiflexión, mientras que entre los bailarines de danza española, eso sólo sucede en el 21,9% de los pies derechos y en el 3,1% de los izquierdos. Según McBride y cols. (1991), durante la marcha con tacones altos la dorsiflexión de la primera articulación metatarsofalángica aumenta respecto a la marcha descalzo, siendo estas angulaciones en su estudio de 56,5° y 37,1° respectivamente, de modo que quizá, los desplazamientos repetidos sobre este tipo de calzado, contribuyan a incrementar los grados de extensión en esta articulación. Por otro lado, la hipermovilidad articular, sea cual sea su origen, se ha relacionado con mayor prevalencia de osteoartrosis prematura (Grahame y Jenkins, 1972; Gannon y Bird, 1999). No obstante, y a pesar de la alta frecuencia de dolor en esta articulación, así como de osteofitosis acompañante, podemos hablar de un proceso de inflamación, y catalogarlo de artritis traumática, pero no de hallux rígido, al menos en este grupo de jóvenes bailarines, cuya edad media no llega a los 19 años, ya que a pesar de la presencia de dolor, incluso de osteofitosis dorsal, no existe limitación del movimiento, rasgo necesario, al menos, para hablar de un grado I de hallux rígido (Hamilton, 1988). Hughes y cols. (1990) encuentra un 5,6% de hallux rígido en la exploración en uno, o los dos pies, en un grupo de sujetos de población general que incluía individuos de hasta 78 años, y en bailarines de ballet con edades medias entre 23 y 28 años, la prevalencia de esta afección oscila entre el 3% (Massó, 1992) y el 13,5% (Ogilvie-Harris y cols., 1995), aunque hay autores como Solomon y cols. (2000) que le atribuyen una prevalencia del 30-40% entre bailarines, y según Sammarco (1982), es una de las lesiones típicas del antepié de los bailarines, al menos en ballet clásico. Quizá la juventud del grupo aquí estudiado explique la ausencia de hallux rígido en la exploración, ya que Andersson y cols. (1989) hablan de una prevalencia de signos radiográficos de osteoartrosis en la primera articulación metatarsofalángica mayor en bailarines de 44-80 años, que en jóvenes bailarines, al igual que ocurre en población general.

Mientras que el dolor en interlínea articular es más frecuente en pie derecho, la osteofitosis dorsal lo es en pie izquierdo, que por otra parte es el que muestra mayor dorsiflexión pasiva, por lo que, tal como ocurre en otras articulaciones, como tobillo (Hamilton, 1988), el desarrollo de excrescencias óseas dorsales podría deberse al choque repetido de la cabeza metatarsiana contra la base de la falange durante la dorsiflexión que

tiene lugar al subirse los bailarines a la media punta, o durante los movimientos propios del zapateado (punta y tacón en Figura 26, p.70).

En relación a la articulación metatarsofalángica del primer dedo, cuyos datos estamos analizando, aunque no existen diferencias significativas entre ambos pies en la angulación del primer radio, los mayores valores medios se obtienen en pie izquierdo, tanto antes como después de entrenar, en todo el grupo, por sexos, y en el subgrupo de los que tienen hallux valgus. Por otra parte, el hallux valgus presenta mayor prevalencia en pie izquierdo tanto antes como después del ejercicio. También es el pie izquierdo el que presenta un incremento significativo de la angulación del hallux valgus tras el ejercicio, y mayor prevalencia de hiperostosis de la cabeza del primer radio, que además se asocia con mayor frecuencia a hallux valgus tanto antes como después de entrenar. Es el pie izquierdo en el que más se observa la pronación del primer dedo y el hallux valgus interfalángico. También es el que muestra mayor dorsiflexión de la articulación metatarsofalángica, siendo la diferencia estadísticamente significativa, al igual que mayor prevalencia de osteofitosis dorsal. Tal como se indicó anteriormente, una causa de la alta frecuencia de problemas estáticos observados en este pie, podría ser su papel preponderante como pie de base en los sujetos estudiados, mayoritariamente diestros, función que también cumple en la media punta, que exige la máxima dorsiflexión de la articulación metatarsofalángica mientras se carga el peso corporal. Por su parte, la mayor prevalencia de dolor en la interlínea de la primera metatarsofalángica derecha, podría relacionarse con el papel motriz del pie derecho, dedicado a complejas percusiones durante los alardes del zapateado, o simplemente a una artritis más evolucionada, lo que se vería apoyado por el rango de dorsiflexión significativamente menor, aunque no por la menor frecuencia de osteofitosis dorsal.

Al estar diseñado el presente trabajo de investigación como estudio transversal, no se pueden establecer relaciones de causalidad entre los resultados obtenidos e hipotéticas causas de los mismos, sin embargo sí es lícito buscar explicaciones plausibles sobre las diferencias halladas entre ambos pies, o sobre la alta prevalencia de lesiones de piel y faneras, y de trastornos estructurales del antepié. Se ha mencionado anteriormente cómo diversos autores atribuyen buena parte de las deformidades y trastornos de piel y faneras del antepié, al uso del calzado. En relación a ello podemos decir que en las danzas de zapato, que ocupan el mayor

porcentaje del tiempo de entrenamiento semanal en el grupo estudiado, se emplea un calzado que a priori incumple todas las características del calzado considerado fisiológico.

El zapato o botín de flamenco tiene una pala cónica, rígida, más estrecha que el antepié y con el eje centrado, mientras que el eje biomecánico del pie se sitúa en 2º dedo (Lelièvre y Lelièvre, 1987); o entre 2º-3º dedos (Nigg y Segesser, 1992), por lo que, como indican estos autores, en el calzado de este tipo, el primer dedo se ve rechazado lateralmente y el quinto dedo medialmente, motivo para desarrollar en ambos casos hiperostosis y bursitis; los dedos medios, por su parte, comprimidos entre los dos extremos, se repliegan desarrollando la deformidad en martillo, y con el tiempo un antepié plano triangular. La falange distal del primer dedo se desviará en valgo si a consecuencia de un segundo dedo corto o en martillo no encuentra resistencia, o bien por la propia acción del calzado, produciéndose el hallux valgus interfalángico adquirido (Mascaró, 1989). Estas deformidades se acompañan de helomas, dorsales y plantares, y la uña del primer dedo comprimida entre la puntera y el 2º dedo tiende a incarnarse.

El tacón parece ser necesario en el calzado, tanto en el niño, como en la mujer y el varón adultos (Lelièvre y Lelièvre, 1987), según el estudio realizado por Rys y Konz (1994), durante una bipedestación de 60 minutos, el confort disminuye con el tiempo, siendo mayores las molestias con el uso de zapatos planos. La altura del tacón debe oscilar en el calzado fisiológico entre 2-4 cm (Martorell y cols., 1989), y de hecho, Grundy y cols (1975) encuentran que un tacón de 3 cm disminuye la función del antepié hasta prácticamente la mitad de la desempeñada durante la marcha descalzo. Sin embargo, el tacón del calzado profesional para danzas de zapato alcanza o supera los 5 cm de altura, acrecentando el efecto nocivo del extremo puntiagudo de la pala, al obligar a los dedos a enclavarse en la porción anterior de dicho calzado (Lelièvre y Lelièvre, 1987; Janisse, 1992; Frey, 2000), que al ser ajustado, resulta corto, por lo que además se va a oponer al juego elástico del pie, que normalmente se distiende y alarga en el apoyo, y se acorta y excava en descarga, existiendo una diferencia de longitud entre ambas situaciones de 1 cm, según Martorell y cols. (1989). A esos factores, en el caso del zapateado, debemos añadir el efecto de la persuasión, que no sólo genera una vibración que debe ser absorbida por un pie situado en equino, sino que cuando percute el pie, los dedos, situados en dorsiflexión relativa debido al tacón, y comprimidos

dentro de la puntera del zapato, van a ser impulsados hacia delante con cada golpe, lo que favorece aún más el desarrollo de dedos en martillo y hallux valgus.

El calzado de danza española se adapta al pie, por motivos estéticos y para evitar que el pie se salga del mismo con la violencia del zapateado, además la parte anterior es simétrica, de poca altura y está reforzada, lo cual le resta flexibilidad, pero como durante el zapateado el pie se desplaza dentro del calzado, se va a producir fricción y choque repetido contra la pala, lo que favorece la aparición de problemas ungueales como distrofia, paroniquia o hematoma subungueal. Muchos de estos problemas podrían evitarse si la pala fuera suficientemente alta, y asimétrica en anchura y altura, dejando más espacio al primer dedo, y permitiendo al resto de los dedos una amplia movilidad, con una distancia de 1-1,5 cm por delante del dedo más largo, para permitir el deslizamiento del pie, además de estar hecha de un material flexible, características que son recomendadas para el calzado empleado en actividades normales y durante la actividad deportiva (Lelièvre y Lelièvre, 1987; Martorell y cols., 1989; Janisse, 1992; Chalk y cols., 1995; Rosenberg, 1996).

Las funciones principales del calzado deportivo, desde un punto de vista biomecánico, son optimizar el rendimiento deportivo y prevenir en la medida de lo posible las lesiones (Marhuenda y cols., 1999). En el caso del calzado para el zapateado, debe cumplir además la función de ‘instrumento musical’ sin romper la imagen estética de la danza, ya que estamos ante una actividad artística, pero no por ello debería convertirse en ‘instrumento de tortura’.

En relación a la articulación tibiotarsiana, las dos localizaciones que manifiestan dolor en la exploración con más frecuencia son la bolsa calcánea y el tendón de Aquiles.

La patología del tendón de Aquiles es relativamente frecuente en bailarines, tanto estudiantes como profesionales de todos los tipos de danza (Lamata y cols., 1988; Doreste y Massó, 1989; Malone y Hardaker, 1990; Pintos, 1990; Lewis y cols., 1997; Macyntire y Joy, 2000), tratándose generalmente de tendinitis, y con menor frecuencia de roturas espontáneas. Aún siendo la tendinitis de Aquiles la tendinopatía más frecuentemente referida en bailarines, su prevalencia no es muy alta, así si en el presente estudio sólo el 9,4% de los sujetos presenta signos de tendinitis del tendón de Aquiles, no existiendo sintomatología en ningún sujeto, Pintos (1990) recoge una prevalencia de tendinitis sintomática del 4,9%, aunque autores como Doreste y Massó (1989) indican una afectación del 32%. El tríceps sural contribuye con un 66% al total de la fuerza muscular usada para la flexión plantar durante la elevación del talón

(Ferris y cols., 1995), movimiento que se emplea repetidamente en todas las formas de danza. Malone y Hardaker (1990) señalan que la tendinitis de Aquiles se produce preferentemente en actividades que requieren un trabajo muscular excéntrico, como sería el ballet, practicado diariamente por los estudiantes de danza española. En estos bailarines además, se añade como factor etiológico el uso del zapato de tacón, que mantiene la articulación subastragalina en supinación (Han y cols., 1999), disminuyendo la capacidad del pie de absorber impactos (Leppilahti y cols., 1998), y de almacenar la energía estática en músculos y ligamentos, con lo que el trabajo muscular aumenta (Saltzman y Nawocenski, 1995) y también la tensión en tendón de Aquiles. A estos factores predisponentes habría que añadir que el empleo prolongado de calzado con tacón alto podría ser, según Carlson y cols. (2000), causa de un acortamiento efectivo del tendón de Aquiles.

No obstante, el trastorno del sistema aquíleo-calcáneo-plantar que presenta mayor prevalencia en el grupo estudiado, es la bursitis calcánea, que se pone de manifiesto en la exploración en más del 60% de los estudiantes, aunque nuevamente sin la coexistencia de sintomatología, no encontrándose mención de este tipo de trastorno referido a la danza en la literatura médica consultada. Por otro lado, la patología peritendinosa, como la bursitis retrocalcánea se considera un factor predisponente para la aparición de tendinopatías de Aquiles (Torrero y cols., 1999), incluida la rotura del tendón. La inflamación de las bolsas calcáneas, subcutánea y subtendinosa, ha sido descrita en el deporte en relación a la compresión ejercida en la zona por el calzado (Martorell y cols., 1989). En el zapato de flamenco el contrafuerte, que como se señaló al describir sus características, no presenta ningún tipo de almohadillado, tiene un borde libre rígido (Figuras 23-25, p.64), a pesar de que se recomienda que aún siendo el contrafuerte del calzado firme, lleve acolchado el reborde o que éste último se diseñe con una muesca para evitar la presión sobre la parte baja del tendón de Aquiles (Kulund, 1990; Rosenberg, 1996). El hecho de que el dolor en relación a las bolsas calcáneas se observe en los bailarines de danza española, pero no en otros bailarines, o al menos no haya sido mencionado hasta la fecha, apoya la sospecha de que sea el calzado el agente causal, y concretamente el borde libre no almohadillado del contrafuerte, ya que en el caso del ballet clásico se emplea calzado sin contrafuerte, y en el caso de contemporáneo se baila descalzo. Sería interesante, por otra parte, estimar la presencia de inflamación en las bolsas calcáneas en bailarines de variedades, tap o danzas irlandesas, que emplean calzado similar al de flamenco.

Tanto la bursitis calcánea como la tendinitis de Aquiles se han relacionado con un aumento de la pronación del pie (Hamilton, 1988; Voorn, 1988; Hintermann y Nigg, 1998; Leppilahti y cols., 1998; Macyntire y Joy, 2000; Solomon y cols., 2000). En el presente estudio uno de los métodos empleados en la estimación de la pronación de retropie es la determinación de la inclinación del talón respecto al plano de apoyo, presentando dicha valoración un CV test-retest cercano al 33%, lo cual indica que aún siendo fiable, presenta una cierta variabilidad, a pesar de haberse realizado las determinaciones con los sujetos en bipedestación, sistemática que proporciona mayor fiabilidad (Smith-Oricchio y Harris, 1990; Sell y cols., 1994). Según Malsen y Ackland (1994) la utilización de marcas cutáneas para estimar la localización de puntos óseos, presenta errores debido al desplazamiento cutáneo, errores que pueden ser muy significativos en los pequeños segmentos óseos, como los del pie, ya que las pequeñas distancias magnifican los desplazamientos en términos absolutos. El desplazamiento de la piel, debido al movimiento del pie desde la posición neutral en decúbito prono cuando se realiza el marcaje, a la inversión o eversión en carga, presenta una desviación estándar, que según los autores a veces es mayor que la media, reflejando la variabilidad de la dirección del movimiento de la piel entre sujetos, y no existiendo una coincidencia entre marca cutánea y prominencia ósea, ni siquiera un desplazamiento fijo entre ambas. Según Sobel y cols. (1999) además, la bisección del talón en plano frontal se muestra poco fiable debido a la irregularidad de la tuberosidad del calcáneo que impide una exacta división del mismo. Para Menz (1998) ambos factores mencionados son causas de la baja fiabilidad de la determinación de la inclinación del calcáneo, pero además añade la dificultad en el correcto emplazamiento del goniómetro.

La repetibilidad del método empleado en el presente estudio no obstante es aceptable, y por lo tanto los resultados obtenidos valorables. En los bailarines de danza española la inclinación del talón tiene un valor medio correspondiente a valgo moderado ( $3-4^{\circ}$ ), oscilando entre la supinación ( $-4^{\circ}$ ) y la pronación ( $+10^{\circ}$ ). Según Sobel y cols. (1999), los estudios realizados sobre la inclinación del calcáneo empleando diversas técnicas, muestran que en bipedestación normal ésta oscila entre  $3-7^{\circ}$  de valgo, no indicándose en ningún trabajo que en el adulto normal el talón se sitúe vertical o varo, e igualmente durante la marcha, según Kirby (2000), un pie con funcionamiento correcto, no presentará la articulación subastragalina en posición neutra, al contrario, la posición normal de esta articulación se sitúa entre la pronación máxima y la posición neutra, es decir, en ligera pronación. Por lo tanto, en este grupo de estudiantes la inclinación

media del talón, en condiciones basales, se encuentra dentro de los valores considerados normales, incluso en deportistas, ya que en ellos el valgo es igualmente ligero, señalando Martorell y cols. (1989) un valor de 5°.

La altura de la tuberosidad del escafoides es otro estimador de la prono-supinación del pie, ya que los cambios en la altura del escafoides se relacionan con cambios posicionales del calcáneo, de la articulación subastragalina y de la articulación mediotarsiana (Sell y cols., 1994), de modo que un descenso de la tuberosidad interna del escafoides sugiere excesivo colapso del arco medial interno, lo que se asocia a pronación (Cibulka, 1999). En el presente estudio, dicha altura se calcula mediante un método antropométrico en el que el error puede surgir de la palpación de la marca ósea, o del desplazamiento de los tejidos blandos que cubren la tuberosidad del escafoides (Shiang y cols., 1998), no obstante según Malsen y Ackland (1994), en el pie, las marcas cutáneas en tuberosidad del escafoides son las que menos desplazamiento muestran respecto al propio hueso, siendo la discrepancia media de 4,5 mm entre hueso y marca durante la inversión y eversión del retropie, y de hecho la determinación de la altura del arco interno en el presente estudio presenta una alta repetibilidad test-retest en las dos posiciones en que se valora, bipedestación normal (2,4%), y máxima dorsiflexión de tobillo (4,5%), siendo incluso superior a la conseguida por Shiang y cols. (1998) (15,21%), y Weiner-Ogilvie y Rome (1998) (5-12%), que emplean el mismo sistema en bipedestación normal.

En condiciones basales, la altura del arco plantar interno en bipedestación normal, medida en tuberosidad del escafoides es igual en ambos pies (3,58 cm), y está dentro de los márgenes hallados en otros estudios realizados en adultos, en los que oscila entre 3,14 cm y 4,66 cm (Sell y cols., 1994; Chu y cols., 1995; Saltzman y cols., 1995; Mc Poil y Cornwall, 1996; Shiang y cols., 1998; Weiner-Ogilvie y Rome, 1998; Ogon y cols., 1999), siendo además igual en pie derecho e izquierdo, como en el único trabajo de los mencionados, en que se comparan los arcos internos de ambos pies en bipedestación normal (Chu y cols., 1995). No existe ninguna clasificación de la altura del arco plantar interno en la que se justifique en base a qué criterios una altura es excesiva o escasa, aunque Chu y cols. (1995) consideran que la altura hallada por ellos (3,73 cm), y por otro lado similar a la media del presente estudio, es normal, y Arangio y cols (1998) señalan que 2 cm de altura equivale a pie plano y 6 cm a pie cavo, siendo la altura normal 4 cm, según lo cual en todos los sujetos del presente estudio, el

arco plantar interno tendría una altura normal, puesto que en el grupo oscila entre 2,7 y 5,1 cm.

Cuando se estima la altura del arco plantar interno tras entrenar los diferentes tipos de danza que los sujetos practican habitualmente, se observa, en el 59,4% de los pies, una disminución de la misma correspondiente al 5,9% de su valor basal, que es significativa e independiente de la longitud del pie, y similar para ambos pies, quedando la altura media del arco en 3,3 cm, y encontrándose igualmente los valores de todo el grupo (2,6-4,9 cm) dentro de los márgenes hallados por los autores mencionados anteriormente. No existen trabajos, en la bibliografía médica consultada, que estudien la variación de la altura del arco plantar interno en bailarines, deportistas, o en sujetos sedentarios tras un ejercicio reglado, sólo Sell y cols. (1994) estudian la altura del arco plantar interno en un grupo de adultos jóvenes, valorándola el mismo día por la mañana y por la tarde, y no encontrando diferencias significativas entre ambas determinaciones. Al estimar mediante el método fotopodográfico de Hernández-Corvo la variación de la longitud del pie con el entrenamiento, ésta aumenta, aunque no lo hace significativamente, lo que descarta un simple aplanamiento del arco plantar interno que requeriría un incremento simultáneo de la longitud del pie, por lo que la variación en la altura del arco, apunta hacia un descenso de la tuberosidad interna del escafoides por rotación del hueso, que sería propio de la pronación en articulación de Chopart. Los hallazgos obtenidos en el grupo de estudiantes de danza española, sugieren el desarrollo de pronación en ambos pies con el entrenamiento habitual, pronación que podríamos catalogar de funcional, apareciendo con la actividad habitual de los sujetos, aunque sin estar estructurada, ya que revierte tras el descanso cotidiano, siendo la altura del arco plantar interno mayor al inicio de una nueva jornada.

Al realizar la flexión dorsal de tobillo-pie en cadena cerrada, se produce el descenso de la tuberosidad del escafoides, debido a que la dorsiflexión se acompaña de pronación en articulación subastragalina (Viladot, 1989; Sommer y Vallentyne, 1995), siendo ambos, la pronación y el descenso del arco interno, expresiones de la flexibilidad plantar y de la capacidad del pie en la absorción y disipación de la energía derivada de los impactos que tienen lugar durante los desplazamientos (Janisse, 1994; Nygaard y cols., 1996; Arangio y cols., 1998; Voorn, 1998; Razagui y Batt, 2000). Por su parte, la supinación del pie es útil en la propulsión (Janisse, 1994), ya que convierte a éste en una estructura rígida, con menor capacidad en la disipación de



fuerzas, que por lo tanto serán transmitidas sin amortiguación en sentido proximal (Arangio y cols., 1998; Razagui y Batt, 2000).

La altura del arco plantar interno en máxima dorsiflexión de tobillo en cadena cerrada, es decir provocando activamente la pronación del pie, es significativamente mayor en pie derecho en condiciones basales, aunque se iguala la altura de ambos arcos tras el entrenamiento; no obstante, la altura de arco en dorsiflexión de tobillo, tanto antes como después de entrenar, se encuentra dentro de los márgenes mencionados con anterioridad, oscilando en el grupo entre 2,1 y 4,8 cm.

Según lo antedicho, y en base a los datos disponibles, a partir de los dos métodos indirectos empleados en este trabajo para valorar la disposición del pie en el plano frontal, el retropie presenta una buena colocación, siendo la altura del arco plantar interno similar a la hallada por otros autores en población general, y situándose el talón en ligera pronación, lo cual es también considerado normal. Sin embargo tras el entrenamiento habitual se produce un descenso del arco en ambos pies, así como un incremento en la capacidad de eversión en carga del pie derecho, que aun sin llegar a situarse por debajo de los valores hallados en estudios previos, sí indicaría la existencia de pronación respecto a la situación basal, por lo que los signos clínicos de patología del sistema aquíleo-calcáneo-plantar observados, podrían ser atribuidos al roce del calzado, pero no se puede descartar como agente causal la existencia de una pronación funcional secundaria al propio entrenamiento de danza española, que al menos, en este joven grupo de bailarines, es recuperable tras el reposo.

Según Frey (2000), las mujeres tienden a pronar los pies más que los varones, y en este estudio, el 84,3% de los sujetos eran mujeres, lo que podría justificar, que no explicar, la propensión observada en el grupo hacia la eversión y pronación tras entrenar.

En la búsqueda de factores con los que se relaciona la pronación desarrollada tras el ejercicio, se estudia la flexibilidad intrínseca del pie. En este trabajo se valora la capacidad elástica y flexibilidad del pie, estimando el porcentaje de variación en la altura del arco plantar interno entre bipedestación normal y bipedestación con dorsiflexión máxima de tobillo, encontrando que en condiciones basales se produce descenso del arco en el 65,6% de los pies estudiados, teniendo un valor medio en ambos pies del 5,8%, significativo sólo en pie izquierdo, en el que alcanza un valor del 7,7%. Tras entrenar, se observa igualmente tendencia al descenso del arco interno durante el demiplié, aunque menor que en condiciones basales (1,6%) y en

menor número de pies (60,9%). Nygaard y cols. (1996) en las atletas universitarias que practican diversos deportes encuentran un porcentaje de variación superior al hallado en los bailarines de danza española (8,94%-13,7%), aunque los autores no indican si las diferencias entre posición normal y dorsiflexión son significativas.

Según estos datos podríamos sospechar que los bailarines de danza española presentan poca flexibilidad plantar intrínseca, salvo en pie izquierdo en condiciones basales, que disminuye aún más tras entrenar. Este hallazgo no deja de ser sorprendente si tenemos en cuenta, que cuando se clasifica a los deportistas en función de su flexoelasticidad (Stewart y Rwet, 1986), los bailarines de todos los tipos de danza, son considerados dentro del grupo de “élite”; no obstante como indica Hamilton (1991), un grado de laxitud generalizada no siempre incluye al pie, que puede presentar rigidez en tobillo, tarso o región metatarsiana. Sin embargo, Bejjani y cols. (1988) en bailarinas de flamenco encuentra un rango de movimiento en tobillo, subastragalina, mediopie y primera metatarsofalángia superior a la media poblacional, y en los estudiantes del presente trabajo, la flexoextensión de tobillo en descarga, desde el punto de vista observacional, es normal, presentando en articulación metatarsofalángica del primer dedo, la única articulación del pie valorada goniométricamente, un incremento de la movilidad respecto a población general tal como se indicó anteriormente. En cualquier caso, el hallazgo de una supuesta carencia de flexoelasticidad plantar en los sujetos explorados, bien por efecto de su entrenamiento o por otros motivos, conduciría a una disminución de la capacidad amortiguadora de sus pies, especialmente tras el entrenamiento habitual, lo cual dejaría a estos bailarines en una situación de vulnerabilidad dada la naturaleza percusiva de las danzas practicadas por ellos, desde el ballet (Miller y cols., 1990) hasta el flamenco (Bejjani y cols., 1988) pasando por el contemporáneo (Simpson y Kanter, 1997; Simpson y Pettit, 1997), la escuela bolera y el folclore caracterizados por los saltos, lo que sería especialmente dramático para los que trabajan profesionalmente, tarea que lógicamente se desarrolla con posterioridad al entrenamiento diario. Sin embargo, del mismo modo que se considera fundamental el papel de la pronación subastragalina en la absorción y disipación de impactos, tal como se ha indicado anteriormente, al exceso de pronación en retropie se le atribuye la causalidad de múltiples trastornos musculoesqueléticos de miembros inferiores y columna (Nigg y cols., 1993; Kilmartin y Wallace, 1994; Sommer y cols., 1995; Hintermann y Nigg, 1998; Bedi y Love, 1998; Leppilahti y cols., 1998; Kirby, 2000; Macintyre y Joy, 2000; Solomon y cols., 2000;

Wearing y cols., 2002). Por otro lado, tanto antes como después de entrenar, el CV de los porcentajes de variación es mayor del 33%, lo que indica una gran variabilidad individual en la flexoelasticidad plantar en carga, y de hecho, en aproximadamente  $\frac{1}{4}$  de los pies, aumenta la altura del arco con la dorsiflexión de tobillo, o lo que es lo mismo, ésta se acompaña de supinación, mientras que en aproximadamente el 10% de los pies la altura del arco se mantiene; esta alta variabilidad, podría ser reflejo del esfuerzo individual por mantener elevado el arco plantar interno a pesar de la tendencia natural a su descenso durante la dorsiflexión. Hay que tener en cuenta que en el entrenamiento específico del ballet, practicado diariamente por los bailarines estudiados, se hace hincapié en evitar la pronación, trabajando expresamente la rotación externa de la pierna, que conduce a eversión en articulación subastragalina (Nygaard y cols., 1996; Hintermann y Nigg, 1998; Razegui y Batt, 2000), y también durante el zapateado se insta al alumno a evitar el hundimiento del arco interno, es decir, los individuos explorados en esta investigación estaban entrenados para controlar la pronación en situaciones más adversas que las planteadas en el test.

Llegados a este punto es legítimo plantearse la validez del sistema propuesto por Nygaard y cols. (1996) para distinguir entre flexibilidad o pronación normal y patológica, de hecho los propios autores no estandarizan lo que se consideraría un porcentaje de variación normal, de modo que en los bailarines estudiados, el descenso moderado y no significativo del arco al realizar dorsiflexión de tobillos en cadena cerrada, aun siendo menor que el hallado por estos autores, podría indicar una adecuada flexibilidad del arco con un buen tono de los tejidos blandos (estructuras músculo-tendinosas y ligamentos), mientras que en pie izquierdo, aunque en bipedestación normal y en situación basal no se observe eversión, existiría una sobrepronación dinámica del retropié que traduciría un exceso de flexibilidad de dichos tejidos, expresada como diferencias significativas en la altura del arco interno entre la bipedestación y el demiplié. Según señala Hernández-Corvo (1989) es la laxitud de las estructuras elásticas que soportan dicho arco una de las causas de pronación en los deportistas, y en el presente estudio la variación en la altura del arco en bipedestación normal, tanto antes como después de entrenar, guarda una relación lineal con la flexibilidad del mismo, de modo que a mayor flexibilidad del arco plantar en cualquier condición de las estudiadas, mayor es la pronación que sufre el pie tras el ejercicio. En el pie derecho, el efecto de la flexibilidad del arco sobre el descenso del mismo tras el entrenamiento se ve incrementado con la edad del bailarín, es decir,

para una misma flexibilidad de arco plantar interno, a mayor edad del bailarín se incrementa la probabilidad de sufrir pronación del pie tras su entrenamiento habitual, explicando ambos factores el 55% de la pronación que sufre el arco plantar interno del pie derecho en bipedestación normal tras el entrenamiento. En pie izquierdo el descenso del arco tras el entrenamiento se relaciona con el factor flexibilidad sumado a la presencia de hallux valgus en el fotopodograma, es decir los sujetos con hallux valgus y arco flexible tienden a sufrir pronación con el entrenamiento, o lo que es lo mismo, para una misma flexibilidad del arco la presencia de hallux valgus incrementa la probabilidad de sufrir pronación tras entrenar en un 19%, dato que concuerda con la opinión de Baxter (1994) según la cual la pronación que acompaña al hallux valgus se hace mayor a medida que aumenta la angulación del primer radio ya que el primer metatarsiano se vuelve incapaz de soportar y sostener el arco medial, rotando lateralmente, y en sentido inverso, son muchos los autores, como ya se indicó anteriormente, que atribuyen el desarrollo del hallux valgus a la pronación del pie (Teitz y cols., 1985; Kravitz y cols., 1986; Howse y Hancock, 1988; Reid, 1992). El hecho cierto en este estudio, es que el pie izquierdo en la exploración presenta un incremento significativo de la dorsiflexión metatarsofalángica, y de la angulación del primer radio tras entrenar, pudiendo ser ambos reflejo de una hipermovilidad o laxitud, además de mostrar mayor prevalencia de alteraciones musculoesqueléticas en relación a primer radio, tal como se mencionó anteriormente; por otra parte, la única dimensión del pie que aumenta significativamente tras el entrenamiento es el ancho metatarsal en pie izquierdo (8 mm), que sería expresión de ese incremento en la angulación del primer radio, trastorno relacionado con la pronación del pie.

Otro factor que influye en el desarrollo de pronación es el tiempo de entrenamiento, aunque en bipedestación normal no se puede estimar en qué medida, en la dorsiflexión de tobillo en carga, es decir en la pronación activa y provocada, explicaría un 43% de ese descenso, de modo que a mayor tiempo de entrenamiento, la pronación alcanzada en ambos pies es mayor. Según Hernández-Corvo (1989) la sobrecarga por exceso de actividad conduce a pronación de la articulación subastragalina, y en este sentido, señalan Llana y Brizuela (1996a) que así como en la amortiguación de los grandes impactos participa tobillo mediante dorsiflexión, rodilla y cadera mediante flexión, y en menor medida las articulaciones del pie, son éstas las que participan preferentemente ante los pequeños impactos, como pudieran ser los derivados del zapateado, produciéndose dicha amortiguación mediante el empleo de la pronación

en articulación subastragalina. Ésto podría explicar que en el grupo estudiado, en el cual, en la segunda recogida de datos todos los sujetos habían zapateado una media de 62,3 (20-90) minutos, los repetidos requerimientos sobre dicha articulación conduzcan a una actitud en pronación. Por otro lado, los sujetos estudiados practicaban diariamente el ballet, y en dicha danza se trabaja expresamente la rotación externa del miembro inferior conocida como “*en dehors*”, originada principalmente en articulación coxofemoral. Como indica Cibulka (1999) la rotación externa en dicha articulación propende a la pronación en articulación subastragalina, pero si además la rotación externa en cadera es insuficiente, es común que se fuerce el “*en dehors*”, error técnico frecuente y que consiste en obligar a otras estructuras musculoesqueléticas a una excesiva participación en la consecución de la rotación externa de miembros inferiores (Pozo, 1993), entre las cuales se encuentra el pie, que es conducido a una hiperabducción acompañada de pronación. Se considera (Kravitz y cols., 1986), que la principal causa de pronación del pie en el ballet es forzar el “*en dehors*”. Por lo tanto, en el entrenamiento diario nos podemos encontrar, por un lado, una hiperabducción del pie en la consecución del “*en dehors*”, y por otro, el sobreuso de la pronación subastragalina en la amortiguación de los pequeños impactos sobre todo en el zapateado, esfuerzos que pueden conducir a un incremento de la capacidad de eversión del pie, manifestándose en los bailarines estudiados especialmente en el pie derecho, que en condiciones basales mostraba un mayor tono de los tejidos elásticos plantares, mientras que el izquierdo, más laxo, alcanzaba, ya antes del entrenamiento, su máxima eversión en carga.

En cualquier caso los factores analizados no consiguen explicar un 45% de la pronación sufrida por pie derecho, y un 64% de la alcanzada por pie izquierdo en bipedestación normal tras el entrenamiento, ni tampoco el 57% de la que tiene lugar en pie derecho en demiplié tras entrenar, por lo que se requeriría profundizar en el estudio de estas modificaciones del retropié, individualizando los distintos tipos de danza practicados, y alargando los tiempos de entrenamiento entre valoraciones, puesto que los sujetos explorados son pre-profesionales, bien entrenados, y cabe esperar que las adaptaciones al esfuerzo físico se manifiesten en ellos tras más largos intervalos de trabajo físico.

En relación a las dimensiones del pie, el método fotopodográfico de Hernández-Corvo permite una valoración bidimensional de la huella plantar, presentando todas las determinaciones realizadas (L, MF, X, Y, T) una buena repetibilidad test-retest.

El hecho de que el CV de las distintas longitudes y anchuras valoradas en la muestra, sea mayor en condiciones basales, indica una mayor variabilidad de las dimensiones del pie entre los sujetos antes de entrenar, actuando el entrenamiento como elemento unificador de las mismas, es decir el ejercicio habitual de los bailarines tiende a homogeneizar sus huellas plantares. No obstante, mediante regresión lineal, se observa que ya en situación basal, en el grupo estudiado existe poca diversidad de huellas plantares.

Son varios los trabajos que señalan que las dimensiones podálicas varían tras la sedestación o bipedestación prolongadas, así Rys y Konz (1994) encuentran un incremento del 1,4% en el volumen del pie tras 4 horas de bipedestación, acompañado de un ensanchamiento del istmo del 8,6%, y en menor medida del metatarso (3%), sin variación en la longitud; por su parte Chalk y cols. (1995) indican que a lo largo del día el volumen del pie aumenta aproximadamente un 5%, tras el ejercicio un 8%, y durante el embarazo un 8,5%, nuevamente sin repercusión en la longitud. Según estos datos, determinadas situaciones pasivas, como bipedestación o sedestación, o condiciones orgánicas como el embarazo, condicionan variaciones en el volumen podálico, que no parecen afectar a la longitud del pie, aunque sí a su anchura. El ejercicio físico también parece inducir cambios volumétricos, sin embargo, cuando se valoran deportistas tras una sesión habitual de entrenamiento que incluye saltos y carreras, no se encuentran variaciones en el volumen del pie (Chalk y cols., 1995), considerando estos autores que permanecer en bipedestación sin moverse puede aumentar dicho volumen, pero el ejercicio físico en sujetos entrenados, lo mantiene o disminuye ligeramente. En los estudiantes de danza española del presente trabajo no se puede descartar la existencia de cambios volumétricos en los pies durante el entrenamiento, ya que en el fotopodograma sólo se estiman dos dimensiones horizontales, y según Rys y Konz (1994), un incremento en sentido vertical se manifiesta sobre todo en mediopié, y se traduce en una disminución en la altura del arco plantar interno, que se observa en este grupo de bailarines, aunque se ha considerado efecto de la pronación y descenso de la tuberosidad del escafoides, y no del engrosamiento de tejidos blandos. En cualquier caso, si se produjeran esos cambios volumétricos con el entrenamiento, no se acompañarían de variaciones significativas en la longitud total del pie, coincidiendo en este punto con los dos trabajos mencionados, ni afectarían a la longitud del primer dedo, ni tampoco al ancho del istmo, y del talón. El ancho metatarsal es la única determinación que presenta diferencias entre ambos pies en condiciones basales, siendo

significativamente mayor en antepié derecho, que se iguala con izquierdo tras el ejercicio, ya que el ancho metatarsal en antepié izquierdo sufre un incremento significativo de 8 mm durante la sesión de entrenamiento. Manna y cols. (2001) señalan diferencias significativas en las dimensiones de ambos pies del mismo individuo, según Frey (2000) el 66% de las mujeres tienen un pie más largo que otro, y Kulund (1990) afirma que es más largo el pie no dominante; Rys y Konz (1994) mencionan la existencia de diferencias en la anchura de ambos pies, que sin ser significativas como en el presente estudio, alcanzaban en algunos sujetos el 5-10%. La mayor anchura metatarsal en pie derecho en condiciones basales en los bailarines de danza española, podría deberse a la dominancia mayoritaria de dicho pie en el grupo, sin embargo, Sirgo y cols. (1997) empleando en futbolistas y nadadores aficionados el método fotopodográfico de Hernández-Corvo, no encuentran que la dominancia de pie determine diferencias significativas en el ancho metatarsal, aunque los deportistas estudiados por ellos difieren de los bailarines de danza española en cuanto al tipo de trabajo físico desarrollado y a la intensidad de dedicación. Por otro lado, el incremento significativo de la anchura metatarsal en pie izquierdo, como se comentó con anterioridad, en el grupo de bailarines estudiados más que a un cambio volumétrico, se atribuye a laxitud intrínseca en un pie que suele ser el de base o apoyo en bailarines diestros, y en el que se observa un incremento de la angulación del primer radio tras entrenar, adquiriendo incluso el valor de hallux valgus, lo cual sí justificaría un ensanchamiento a nivel de la articulación metatarsofalángica del primer dedo, lugar en que se traza y mide X (Figura 59, p.149).

Resulta interesante que tras el entrenamiento aumenten, aunque no sea significativamente, todas las dimensiones en ambos pies, salvo la anchura del talón. Según Sirgo y cols. (1997) la impresión plantar depende, además de la estructura ósea y ligamentosa, de las partes blandas, por lo que en el caso del talón, el fotopodograma representa esencialmente la huella dejada por calcáneo y almohadilla plantar.

Los impactos recibidos por extremidades inferiores durante la marcha producen una onda de choque que se propaga ascendentemente hacia la cabeza, y debe ser amortiguada en el punto de contacto, bien disipándose como calor, o bien siendo absorbida por las estructuras elásticas existentes en ese punto (Aerts y cols.,1996). Esta onda, cuando llega a la rodilla, ha sido amortiguada en un 50-90%, y en un 98% cuando llega a la cabeza (Ogon y cols., 1999). El primer punto de contacto del cuerpo con el terreno, y por lo tanto donde se inician esos

procesos de amortiguación, es el pie, entre cuyas funciones está la absorción de impactos y almacenaje de energía (Saltzman y Nawoczenski, 1995; Nygaard y cols., 1997), evitando la llegada de vibraciones repetidas a rodilla, cadera, columna, y visceras pélvicas, abdominales, torácicas y craneales, protegiendo de este modo al resto de estructuras corporales proximales. Esta función la realiza el pie gracias a la almohadilla grasa plantar, y a la flexibilidad articular que permite que los impactos se almacenen en músculos y ligamentos. El hueso, aunque en menor medida, también participa (Radin y cols., 1972; Aerts y cols., 1996), y en sentido más proximal los tejidos blandos de la pierna, ya que gracias a su capacidad de temblar, disipan energía de forma significativa e importante durante los impactos (Pain y Challis, 2002). Según indican Nygaard y cols. (1994) los impactos recibidos sobre antepié son amortiguados más eficazmente que los recibidos sobre talón, debiéndose estas diferencias a la absorción y disipación de fuerzas en antepié y empeine, y de hecho los saltadores de longitud, que aterrizan sobre sus talones generan unas fuerzas de reacción superiores 16 veces a su peso, mientras que cuando se aterriza sobre antepié-talón la fuerza de reacción es 3 veces el peso del cuerpo.

Las almohadillas plantares, situadas en talón y antepié, resultan un amortiguador neumático perfecto gracias a una conformación anatómica única consistente en una estructura reticular fibroelástica que mantiene en compartimentos estancos globos de grasa insaturada (Jahss y cols., 1992b). Los compartimentos de colágeno bajo compresión no varían de tamaño, pero sí de forma al cambiar la consistencia de la grasa (Ker, 1996), ya que los tabiques de colágeno previenen los movimientos de la grasa semifluida entre una zona y otra del talón (Aerts y cols., 1996). De esta forma, la unión de esas cámaras de colágeno reforzado y llenas de tejido graso actúa como un sistema hidrostático independiente, siendo su estructura septal el diseño idóneo para soportar cargas compresivas (Jahss y cols., 1992a). En talón los tabiques fibroelásticos están anclados a dermis y fascia plantar, y en el antepié las bandas de colágeno que forman las celdillas se encuentran rodeadas por un tejido reticular que se extiende entre dermis y aponeurosis plantar fijándose en la vaina de los tendones flexores (Saltzman y Nawoczenski, 1995), pero los ligamentos plantares y las demás estructuras que rodean a las almohadillas no intervienen en mantener su configuración, y no afectan a su comportamiento dinámico (Aerts y cols., 1996). Por otra parte, fuerzas mecánicas excesivas o muchas



repeticiones sobre un nivel crítico tienden a causar destrucción de los septos (Jahss y cols., 1992a).

Es factible, como indican Sirgo y cols. (1997), que las adaptaciones biomecánicas agudas ante el sobreesfuerzo repetido tomen con el tiempo forma de adaptaciones crónicas. En este caso el microtrauma repetido sería la recepción de impactos durante los desplazamientos normales y durante la percusión del zapateado, y tras 90-270 minutos de entrenamiento de danza española, la adaptación biomecánica aguda sería la reducción de la anchura de la almohadilla plantar del talón, ya que no cabe esperar una reacción semejante en el calcáneo. Según plantean Rome y cols. (2002) los sujetos con lesiones por sobreuso plantar pueden sufrir una adaptación biológica, compensando el porcentaje de daño de la almohadilla plantar por un igual porcentaje de reparación, de hecho el grosor de la almohadilla plantar en talón es significativamente mayor en los atletas con talalgia. Al igual que el hueso y el músculo ante la carga repetida aumentan su sección transversal, del mismo modo, la almohadilla plantar se engrosaría en sentido vertical para aumentar el tiempo de desaceleración y reducir la máxima fuerza de impacto, ambos parámetros indicativos de un aumento en la capacidad amortiguadora. Quizá la tendencia a una disminución de la almohadilla del talón en sentido latero-lateral a lo largo de una sesión de entrenamiento, se debe a su engrosamiento vertical, afectando sobre todo al pie derecho, señalado en este grupo como pie hábil para la realización, por ejemplo, de complejos zapateados, los cuales tienen una naturaleza percusiva innegable y demostrada (Bejjani y cols., 1988). El hecho de que las diferencias entre antes y después de entrenar no sean significativas, se podría deber a la juventud del grupo estudiado, lo que determinaría que el daño tisular, si existiese en el momento del estudio, aún sería mínimo. Aunque este punto no pueda ser demostrado en este trabajo, requeriría profundizar en su estudio para determinar si existe una variación aguda del grosor de la almohadilla plantar en talón y antepié, y en ese caso estimar los efectos a largo plazo de tal adaptación.

Partiendo de la premisa mencionada por Martorell y cols. (1989) según la cual el calzado debe respetar los cambios de volumen del pie en fase de carga, descarga y aplastamiento de la bóveda (Martorell y cols., 1989), los resultados del presente trabajo sugieren que, cuando se diseña el calzado para la danza española, no parece necesario realizar adaptaciones en previsión de cambios en la longitud, aunque sigue siendo necesario el 1-1,5 cm por delante del dedo más largo con el fin de acomodar el deslizamiento anterior del pie que tiene

lugar durante la actividad. Sin embargo, sí parece necesario considerar los cambios en la anchura del antepié, diseñando un calzado que permita ajustarse a las diferencias existentes entre ambos antepiés en condiciones basales, y a las variaciones que sufre, en este caso, el antepié de base a lo largo del entrenamiento.

El método fotopodográfico de Hernández-Corvo muestra una buena repetibilidad test-retest en la clasificación de las huellas plantares. En condiciones basales el 76,6% de los pies son cavos, pasando a un 84,4% tras el entrenamiento; inversamente antes de entrenar un 23,4% de los pies presentan huella normal, reduciéndose a un 15,6% tras el entrenamiento. Según Martorell y cols. (1989) salvo casos excepcionales, todos los tipos de pie son aptos para toda clase de deportes, encontrándose pies cavos y planos en cualquier deporte, sin embargo en los estudiantes de danza española no se encuentran pies planos en ninguna de las circunstancias analizadas. Los estudios realizados mediante fotopodograma en bailarines españoles, estudiantes y profesionales, señalan menores porcentajes de pie cavo, encontrándose pie plano aunque con baja frecuencia, así en bailarinas profesionales españolas de ballet, Viladot (1990) encuentra un 70,5% de pies cavos, apareciendo el pie plano y normal con igual porcentaje, un 14,75%. Doreste y Massó (1989) en bailarines profesionales de clásico y contemporáneo encuentran mayoría de huellas normales, y sólo un 6% de pies cavos, estando el pie plano presente en el 8% de los bailarines. En estudiantes de ballet Viladot (1990) encuentra también mayoría de bóvedas normales, con un 21% de pies cavos y un 6% de planos. Mediante exploración, Lamata y cols. (1988) observan mayor frecuencia de huellas normales en estudiantes de diversos tipos de danza, seguido de pie plano-valgo en el 9,8% de los sujetos, y de pie cavo sólo en el 1,2%. Por último, Bejjani y cols. (1989), también mediante exploración en bailarinas de flamenco, encuentran un 50% de pies cavos, un 30% de huellas normales, y un 20% de pies planos. El empleo de distintos métodos de valoración y clasificación de la huella plantar hace difícil la comparación con los estudios citados, no obstante parece observarse una tendencia hacia el cavismo en las danzas que incluyen zapateado, como el flamenco y la danza española. Los bailarines estudiados emplean durante la mayor parte de su tiempo de entrenamiento un calzado con tacón que mantiene la articulación subastragalina en supinación (Ebbeling y cols., 1994; Han y cols., 1999), y disminuye la superficie plantar de apoyo, de modo que con un tacón de 6,5 cm se reduce el apoyo plantar total a un 51,8%, y en la zona de mediopié a un 10%. Quizá la utilización habitual

de este tipo de calzado condicione unas adaptaciones podálicas que se mantienen, incluso al descalzarse el sujeto.

Tras el entrenamiento se produce un incremento del número de pies cavos tal como se ha indicado, sin embargo, el porcentaje de cavismo medio disminuye, permaneciendo cavo el pie derecho, y pasando a normal-cavo el izquierdo, manteniendo el 73,5% de los pies igual huella plantar a lo largo de las clases de danza, mientras que el 26,5%, probablemente por efecto de dichas clases, cambia el área de contacto con el suelo, siendo en estos casos lo más habitual el paso de pie normal-cavo a cavo, es decir en los pies que cambian de grado lo habitual es que disminuya el área de contacto. Estos datos, junto al hecho de que las formas suaves de pie cavo son las más frecuentes, presentando los pies cavos un porcentaje de X bajo, y las huellas normales un valor medio normal-cavo, manifiestan una tendencia en el grupo hacia el pie cavo moderado, lo que indicaría predominio de un pie con antepié más ancho de lo normal para el istmo, y que ese incremento del apoyo en región metatarsal, o de disminución del mismo en mediopié, tiende a mantenerse alrededor de una proporción equilibrada.

Sirgo y Aguado (1991), en jugadores de voleibol aficionados, empleando el mismo método que en el presente estudio, encuentran en condiciones basales un porcentaje de X ligeramente inferior al de los estudiantes de danza española (59,41% en pie derecho y 60,56 % en pie izquierdo), produciéndose tras el entrenamiento un descenso de dicho porcentaje, al igual que se observa en el presente estudio. Estos datos junto con los resultados del presente estudio sugieren que como efecto de un ejercicio reglado, incluso en sujetos entrenados, se produce un incremento en la superficie de apoyo plantar, lo cual también debe ser tenido en cuenta a la hora de diseñar el calzado deportivo, y en el caso que nos ocupa, el calzado para la danza española.

El estudio de la huella plantar suele emplearse para clasificar los pies en cavos, normales o planos, es decir para estimar indirectamente la altura del arco interno. El interés de este tipo de estudios fotopodográficos reside en que supuestamente según la altura del arco interno, el pie tiene mayor o menor capacidad de amortiguación de impactos, y en definitiva el sujeto sufre mayor o menor número de lesiones. Se suele pensar que el pie cavo es rígido, mientras el plano es flexible y capaz de un mayor grado de pronación y por lo tanto amortiguación (Nigg y cols.,1993), existiendo la creencia, avalada por diversos estudios realizados en reclutas, de que el pie cavo propende a la lesión (Hogan y Staheli, 2002), sin embargo, según Razegui y Batt (2000), los hallazgos científicos hasta la fecha, cotejados entre

sí, sugieren que no existe una relación causal entre la altura del arco, el grado de eversión del retropie y las lesiones sufridas, y para Ward y cols. (1998), existen pies flexibles y pies rígidos entre los clasificados como cavos y planos. En opinión de Martorell y cols. (1989) los deportistas tienen una bóveda en ligero cavo pero elástica. Coincidiendo con esta opinión, en el presente estudio predomina el pie cavo, y sin embargo ambos pies son flexibles: el izquierdo en bipedestación en condiciones basales, demostrando el derecho un incremento en la capacidad de eversión tras entrenar. En opinión de Sirgo y cols. (1997) los métodos fotopodográficos conducen a considerar las adaptaciones podológicas características de cada modalidad deportiva como patológicas, resultando insuficientes, ya que sólo establecen relaciones entre diversas zonas de la huella plantar.

El estudio cinético, realizado mediante el sistema de plantillas instrumentadas, sirve entre otros fines, para ampliar y cumplimentar la información sobre el apoyo plantar en el grupo de bailarines estudiados, aportando también detalles sobre otros aspectos biomecánicos.

El equilibrio es una cualidad física que ha sido estudiada previamente en bailarines de ballet, resultando ser éste un colectivo que obtiene mejores resultados que sujetos de población general en los test destinados a valorar este parámetro (Shick y cols., 1983; Leanderson y cols., 1996). Estas diferencias parecen producto de un entrenamiento específico, que está basado esencialmente en las aferencias visuales (Golomer y cols., 1997; Hugel y cols., 1999). El bailarín desarrolla tareas motrices complejas en un entorno controlado, donde es importante la orientación espacial, jugando la vista un papel preponderante (Crotts y cols., 1996; Perrin y cols., 2002), no sólo la mirada desde el punto de vista artístico (obsérvese en distintos tipos de danza en las figuras 5, p.28; 10-12, p.41; 17-18, p.56), sino como sistema sensorial para la percepción del entorno, ya sea el espejo en las clases, o el escenario y el público durante las actuaciones.

En el presente estudio, la valoración realizada en bipedestación con ojos abiertos no parece, en principio, ofrecer ningún problema a sujetos entrenados en ballet y otras formas de danza escénica, ni siquiera para aquellos que hubieran sufrido esguince cervical, mareo o vértigo con anterioridad, y que para mantener la estabilidad, según Rubin y cols. (1995), presentan mayor dependencia de los estímulos visuales, requiriendo una percepción visual normal para obtener buenos resultados en los test estabilométricos. Por otra parte, la anisomelia de extremidades inferiores, observada en al 29,6% de los sujetos estudiados, no

parece interferir en el equilibrio, al menos cuando se valora con un test similar al empleado en este estudio, es menor de 16 mm y no es de reciente aparición (Murrell y cols., 1991), como sucede en el presente grupo de bailarines. Otro factor a tener en cuenta, a la hora de valorar los resultados, es que los sujetos acudían al estudio cinético durante una sesión de entrenamiento habitual, lo que podría provocar alteraciones en la oscilación del CDG corporal o de los CDP parciales como consecuencia del ejercicio previo realizado, viéndose afectados por fatiga muscular o hiperventilación; sin embargo, según Adlerton y Moritz (1996), el ejercicio previo no parece incrementar la oscilación corporal, siendo la fatiga muscular de escasa duración, y aunque Nardone y cols. (1997) encuentran tras el ejercicio un incremento significativo de la oscilación corporal valorada con ojos abiertos, este trastorno no sobrepasa los 15 minutos, considerando los autores que los efectos sobre la oscilación corporal, de la fatiga e hiperventilación secundarias al ejercicio físico, duran poco y son de poca intensidad. Según Jeong (1991) la ventilación puede afectar a la oscilación del CDP en tareas de equilibrio, cuando se hiperventila o cuando se retiene la respiración. En el grupo de bailarines, el estudio cinético iba precedido de la valoración antropométrica de la altura del arco plantar interno y de la realización del fotopodograma, con lo cual había transcurrido un tiempo suficiente para mitigar los efectos agudos del esfuerzo físico, y durante el estudio cinético, tanto estático como dinámico, se le sugería al bailarín que estuviera relajado, con su actitud normal, sin forzar la respiración o la postura.

El estudio cinético en estática indica que en el grupo durante una sesión de entrenamiento habitual, el CDG se localiza en la zona central de la base de sustentación, en la línea de unión de ambas mediotarsianas, siendo ésta, por otra parte, la localización habitual en los seres humanos (Spaepen y cols., 1977; Lelièvre y Lelièvre 1987), que Woodhull y cols (1985), y Ward y cols. (1998) sitúan respectivamente  $4,95 \pm 1,34$  cm y 4 cm por delante del tobillo. La oscilación del centro de masa corporal es significativamente mayor en sentido antero-posterior que lateral. Según Wykman y Goldie (1989), y Winter y cols. (1990), existe una oscilación permanente en ambas direcciones, siendo en sujetos sanos mayor la antero-posterior, generalmente el doble, al igual que encuentran Perri y cols. (2002) en bailarinas de ballet, y tal como ocurre en los bailarines de danza española estudiados.

La localización del CDP corresponde a tarso, por delante de ambos tobillos, coincidiendo con lo señalado por Astrand y Rodahl (1986), que lo sitúan 3-7 cm por delante

de la articulación tibioastragalina. Los desplazamientos del CDP son mayores en dirección antero-posterior en sujetos normales (Rubin y cols., 1995; Clapp y Wing, 1999), típicamente el doble que en dirección lateral; sin embargo, en el grupo estudiado, aun siendo la amplitud de los desplazamientos de los CDP parciales mayor en plano sagital, lo es 6 veces más que en el frontal. Según Golomer y cols. (1999), en bipedestación normal con ojos abiertos o cerrados, el control medio-lateral y antero-posterior del equilibrio utiliza mecanismos independientes, en plano sagital emplea el mecanismo de tobillo, basado en la acción de flexores y dorsiflexores, y en el plano frontal recae el control sobre la cadera, utilizando abductores y aductores. Estos autores señalan que los bailarines de ballet, muestran un incremento en la coordinación de cadera, destinado, según ellos, a disminuir los movimientos intersegmentarios entre cabeza-tronco y miembros inferiores en dirección anteroposterior. No obstante, en el grupo de bailarines de danza española no sólo se encuentra que la oscilación del CDP en plano frontal es 6 veces menor que la que sufre en plano sagital, sino que es la mitad de la que sufre el propio CDG corporal en sentido lateral, a pesar de que según Winter y cols. (1990) las oscilaciones del CDP siempre son mayores que las del CDG corporal, precisamente por reflejar el efecto de la acción muscular en el control de la oscilación de este último. Las causas del menor desplazamiento del CDP en sentido lateral, que suponen diferencias no sólo con población general, sino con los hallazgos obtenidos en bailarines de ballet (Hugel y cols., 1999; Perrin y cols., 2002), no pueden ser identificadas en un estudio transversal, aunque cabe apuntar que podrían deberse a una mayor actividad muscular en cadera para obtener el control postural, provocando mediante la acción coordinada de aductores y abductores, un menor movimiento de la misma según un eje antero-posterior, y por lo tanto menor oscilación del CDP en plano frontal.

El zapateado propio de la danza española, como ya se indicó en la Introducción, exige un continuo desplazamiento de la proyección del CDG de un pie a otro, según uno sea el de base o el que zapatea, lo cual ocurre alternativamente, y principalmente en un plano frontal (Figuras 7, p. 40, y 16, p. 56). Para facilitar esos desplazamientos del centro de masa, los pies se sitúan lo más próximos que sea posible, lo cual en el aprendizaje de la danza es planteado por motivos estéticos y técnicos, ya que se mantiene la compostura al tiempo que se obtiene un zapateado más rápido; desde el punto de vista biomecánico a mayores desplazamientos del centro de gravedad, debido a mayor separación entre los pies, mayor será la fuerza aplicada

sobre el suelo por los músculos empleados en evitar la tendencia del centro de gravedad a migrar fuera de la base de sustentación, definida entre ambos pies (Kirby, 2000). Quizá ese trabajo de traslación y control del centro de masa, conduzca a que estos bailarines aprendan a minimizar las oscilaciones laterales del CDG corporal, lo cual sólo se puede conseguir con la adquisición de coordinación y equilibrio entre aductores y abductores de cadera. Los bailarines de ballet, que no requieren esa proximidad permanente de los pies, y que de hecho, emplean habitualmente movimientos de abducción en poses y desplazamientos, presentan en algunos estudios realizados, predominio de abductores sobre aductores (Hamilton y cols., 1992), con una oscilación del CDP en test de equilibrio con ojos abiertos, mayor en dirección lateral que la de sujetos sedentarios (Hugel y cols., 1999). Por otro lado, según señalan Balasubramaniam y cols. (2000), los movimientos de oscilación corporal en dirección anteroposterior y mediolateral, aun siendo independientes, tienen lugar de una forma coordinada para asegurar la estabilidad en bipedestación, de modo que si se reduce la actividad postural en una dirección, se compensa con incremento de actividad en la otra dirección, lo que podría explicar que en el grupo estudiado, al presentar una oscilación lateral del CDP disminuida, ésta se vea incrementada en dirección anteroposterior. Dado que los resultados de este estudio parecen indicar que la práctica del zapateado mejora la estabilidad en dirección latero-lateral en los test estabilométricos con ojos abiertos, sería conveniente proseguir esta línea de investigación, valorando el equilibrio muscular entre abductores-aductores de cadera en bailarines que practican el zapateado habitualmente, así como estimar si este ejercicio, practicado con regularidad, puede causar la disminución de la oscilación lateral del CDP, lo cual supondría una mejora en la estabilidad corporal en movimientos latero-laterales.

Durante la marcha normal, el CDG pasa, desde la parte posterior del pie de apoyo, hasta la parte anterior del mismo (Dananberg, 2000), y simultáneamente, con el inicio de la fase de choque del talón, progresa el CDP hacia delante (Grundy y cols., 1975). El CDP comienza su trayectoria en la región posterolateral del talón, para avanzar longitudinalmente a través de mediopié hacia antepié, siguiendo la línea media del pie según Grundy y cols. (1975), y lateral a ella según Xu y cols. (1999). El antepié es atravesado rápidamente, al tiempo que el CDP migra medialmente en esta región, para terminar con el despegue de 1º y 2º dedos (Rose y cols., 1992); en el 70% de los casos atraviesa las cabezas metatarsianas segunda y tercera (Xu y

cols., 1999). En el grupo de bailarines de danza española el recorrido medio del CDP es similar (Figura, 89, p.217), situándose en el choque de talón, en posición más lateral en pie izquierdo que en derecho; avanzando a través de la zona central de mediopié y antepié, coincidiendo con la descripción de Grundy y cols. (1975). Posteriormente, atraviesa la región correspondiente a las cabezas de 2º-3º metatarsianos, desviándose hacia borde interno del pie para acabar, en la fase de despegue, en pie derecho, preferentemente en segundo dedo, y en izquierdo en primer dedo.

Según Xu y cols. (1999), la PCDP muestra un patrón similar en todos los sujetos durante la marcha descalzos, opinión compartida anteriormente por Lord y cols. (1986), que a su vez consideran que las desviaciones en su trayectoria tienen valor a la hora de identificar anormalidades en el apoyo plantar durante la marcha, ya que, según la línea sea más lateral o medial, indicará supinación o pronación respectivamente; además la distancia entre las líneas de PCDP, correspondientes a ciclos sucesivos, da idea de la estabilidad del pie (Manual de uso Parotec-System®): a mayor dispersión de las líneas, mayor inestabilidad dinámica. Para McPoil y Cornwall (1998) sin embargo, son muchos los factores que influyen sobre el patrón de PCDP, los cuales podrían ocasionar variaciones entre un paso y otro, así influye la posición del pie y de la pierna durante el choque del talón, el desplazamiento del centro del gravedad del cuerpo sobre el pie durante la fase de apoyo, variaciones en el patrón de activación muscular durante esta fase, y por último, el propio patrón de apoyo plantar durante la carga de peso. Según los autores, la PCDP representaría el movimiento global del cuerpo entero más que el simple movimiento del pie, y en este sentido sería de poca utilidad para el médico o investigador que pretendiera, por ejemplo, describir los movimientos del pie durante la marcha.

En el grupo estudiado, no existen diferencias significativas entre ambos pies en la PCDP en los cinco ciclos sucesivos de la marcha estudiados, aunque sí se observa una gran variabilidad en el avance del CDP entre sujetos, como lo demuestran los altos coeficientes de variación de la anchura de las cinco líneas de progresión del CDP, tanto en talón, como en mediopié, antepié y dedos, hallados en ambos pies. La mayor variabilidad en la línea de PCDP, dentro de cada sujeto, se observa en antepié y mediopié; en las zonas donde se inicia el contacto (talón) o finaliza (dedos o metatarso), aún habiendo gran variabilidad entre individuos, dentro de cada sujeto la PCDP parece ajustarse a un patrón más homogéneo, como puede observarse en la Figura 86 (p.213). Tomando como ejemplo los datos recogidos en



dicha figura, se puede observar que a pesar de seguir este bailarín básicamente el patrón general del grupo en ambos pies, según los criterios de Lord y cols. (1986) y del Manual de uso del Parotec-System®, los 2 primeros pasos con pie derecho mostrarían tendencia de éste hacia la supinación, que se corrige en pasos sucesivos, pero aún así es mayor que en pie izquierdo, demostrando una mayor inestabilidad dinámica el pie derecho en la zona de mediopié, lo que podríamos catalogar como balanceo según un plano coronal. En función de estos resultados, al menos cuando se emplea un sistema con la capacidad discriminativa del utilizado en el presente trabajo, no se puede compartir la opinión de McPoil y Cornwall (1998), ya que aún reflejando el patrón de PCDP el movimiento global del CDG corporal, las fuerzas de reacción que determinan la aparición de los sucesivos CDP, y que están teniendo lugar bajo la superficie plantar, difieren entre los diversos pasos, incluso entre los dos pies de un mismo sujeto; a pesar de seguir como grupo un patrón común, cada sujeto muestra sus propias peculiaridades en la PCDP, que no pueden ser simplemente ignoradas, ya que están evidenciando diferencias en las fuerzas de reacción, cuyo análisis no carece de interés al estudiar a cada individuo, pero excede el sentido de este trabajo de investigación.

En relación al apoyo plantar, señalan Kravitz y cols. (1986) que cuanto mayor sea nuestro conocimiento de las fuerzas que actúan sobre el pie del bailarín, mayor será el entendimiento sobre su acción destructiva y mayor la posibilidad de controlarlas. En un reciente estudio realizado en bailarines por Schon y cols. (2002), se demuestra que para identificar pequeños cambios en el apoyo plantar que predisponen a lesiones de sobreuso, las valoraciones cinéticas de dicho apoyo resultan más sensibles que la mera observación, aunque ésta sea realizada por un observador experto y preparado. Los estudios de la presión plantar pueden ayudar a identificar desequilibrios entre los metatarsianos o desequilibrios dinámicos, identificando así factores de riesgo que de otro modo pasarían desapercibidos, sobre todo en sujetos que sufren dolores inespecíficos en el pie, como ocurría en los bailarines de danza española. Por otra parte, en el presente estudio, se analizan además impulsos plantares, ya que para conocer la severidad de las cargas e impactos, es necesario conocer no sólo la fuerza aplicada por unidad de superficie, sino también el tiempo durante el que ésta actúa (Henning y Rosenbaum, 1991; Massó, 1995; Llana y Brizuela, 1996a).

Según Öunpuu (1994), durante la marcha la fuerza de reacción vertical es 1,3-1,5 veces el peso corporal, pasando en la carrera a ser 2-3 veces dicho peso. En el grupo de bailarines

estudiado, las presiones se cuadriplican durante la marcha respecto a la bipedestación, equivaliendo a 3,7 veces el peso corporal, valor que supera incluso al referido por la autora durante la carrera. Una explicación a estas altas cargas se encuentra en que los sensores del sistema Parotec® están diseñados para captar las fuerzas compresivas y de rozamiento que actúan simultáneamente sobre la superficie plantar, sin discriminar entre ellas (Bauer y cols., 2000). Según Cobb y Claremont (1995), el transductor ideal, sería aquel capaz de medir las fuerzas verticales y horizontales simultáneamente, ya que esa suma de fuerzas da idea de la carga que realmente está soportando la superficie plantar, pero las presiones captadas de esta manera están relativamente magnificadas respecto a los resultados obtenidos mediante otros sistemas de valoración, que estiman sólo las fuerzas verticales o sólo las horizontales.

En cuanto a la velocidad de la marcha, durante el test es de  $3,5 \text{ ms}^{-1}$ , con un CV para ambos pies inferior al 33%, confirmando, como señalan Bowen y cols. (1998), que dicho parámetro se normaliza entre todos los sujetos cuando se les pide que caminen a la velocidad normal, elegida por ellos. Por otra parte, los resultados indican que la frecuencia de medición escogida en los test dinámicos, que fue de 100 Hz, ya que se esperaba una velocidad de marcha normal, resulta baja cuando se estudia a sujetos de características atléticas, siendo más adecuado emplear una frecuencia de 180 Hz, recomendada por el Manual de uso del Parotec-System® para estimaciones a una velocidad de la marcha mediana ( $\approx 3 \text{ ms}^{-1}$ ).

En este estudio, para analizar las cargas que sufre la región plantar, como se indicó en la sección Material y Métodos, se agrupan los sensores por regiones anatómicas amplias como retropié, mediopié y antepié, y también en pequeñas zonas en relación a estructuras óseas. La división de la planta del pie en tercios, según Wearing y cols. (2002), aporta una información menor que si se adjudican los sensores a regiones anatómicamente relevantes. El agrupamiento de los sensores en pequeñas regiones con relevancia anatómica (Figura 60, p. 150), se corresponde con el realizado en estudios previos según zonas plantares consideradas de interés (Andriacchi y cols., 1977; Bejjani y cols., 1988; Llana y Brizuela, 1996b; Kernozek y cols., 1996).

Tal como se indicó en la sección Material y Métodos, los sensores de las plantillas del sistema Parotec® abarcan un área diferente según se trate de los s1-s20, en cuyo caso la superficie de medición oscila entre  $2,8\text{-}3,8 \text{ cm}^2$  en función del tamaño de la plantilla, siendo más pequeña en la zona correspondiente a dedos (s21-s24), donde oscila entre  $1,7\text{-}2,9 \text{ cm}^2$ .

Dado que los datos comparados en este trabajo corresponden a  $N/cm^2$  o  $N \times s$ , las diferencias en el área de medición afectan a la extensión de superficie plantar testada por cada sensor o grupo de sensores, de modo que en la región correspondiente a los dedos se exploran superficies más pequeñas, lo que no afecta al valor, absoluto o relativo, de la presión o impulso que efectivamente está recibiendo una zona concreta plantar, ya sea grande o pequeña. Por lo tanto, al comparar mediante ANOVA los sensores entre sí, no enfrentamos las áreas cubiertas por ellos, que no son equivalentes, sino las presiones o impulsos sufridas por zonas plantares de tamaño variable y relevancia anatómica.

En el grupo de bailarines estudiado predomina significativamente la presión en dinámica y el impulso en estática, de modo que durante el apoyo bipodal las fuerzas, aún no siendo grandes, actúan durante mucho tiempo, mientras que al caminar la fuerza aplicada por unidad de superficie es alta, aunque actúe durante poco tiempo. Según estos datos, la carga sufrida por el pie puede ser excesiva y ejercer efectos nocivos durante el mantenimiento de posturas esencialmente por su duración y durante el desarrollo del movimiento por su concentración sobre determinadas regiones plantares. En el grupo estudiado serían regiones poco propensas a lesiones por sobrecarga el arco interno, tanto al caminar como durante la bipedestación, y 1º, 3º y 4º dedos de pie derecho en el apoyo bipodal normal.

Tanto en bipedestación como durante la marcha, no existen diferencias en las presiones e impulsos plantares entre ambos pies valorados en conjunto, es decir, ambos pies reciben igual porcentaje de presión e impulso lo que indica una distribución simétrica de las fuerzas a través de las extremidades inferiores en el grupo estudiado; sin embargo, cuando se comparan pie derecho e izquierdo por regiones plantares, se observa que cada pie presenta un patrón de presiones e impulsos diferente, dato que concuerda con los hallazgos de Bejjani y cols. (1988) en bailarinas de flamenco, las cuales presentaban distinto patrón de presiones entre ambos pies, en su caso al caminar con los zapatos de baile, normalizándose dicha distribución durante el zapateado. No obstante, todas las diferencias cinéticas vistas entre ambos pies, tanto en estática, como en dinámica, deben valorarse en el marco de la heterogeneidad existente entre los bailarines, como lo demuestran los altos coeficientes de variación encontrados en este estudio en los promedios de las diversas zonas analizadas. Esta gran variabilidad individual es mencionada en otros estudios cinéticos, tanto estáticos como dinámicos, realizados en bailarines de ballet clásico y flamenco (Woodhull y cols, 1985; Bejjani y cols., 1988; Massó,

1995; Schon y cols., 2002), atribuyéndolo a un esfuerzo generalizado en este colectivo, por modificar la postura; sin embargo una alta variabilidad en el patrón de presiones plantares entre individuos, también ha sido mencionada en sujetos de población general (Henning y Rosenbaum, 1991). Este dato, junto con la diversidad observada en el patrón de PCDP hace pensar, al menos respecto a los bailarines estudiados, que el apoyo plantar durante la bipedestación y la marcha, aún siguiendo unas pautas comunes, presenta rasgos individuales diferenciados, en cada sujeto, y en cada pie.

Como diferencias más llamativas entre ambos pies encontramos que en estática el pie derecho sufre un incremento relativo en el porcentaje de presión en región posteromedial de talón y del arco interno, y tanto en estática como en dinámica, en la zona correspondiente a cabeza de 5º metatarsiano y 4º-5º dedos, acompañado de un bajo impulso en dinámica en la zona anterior del arco interno, 1º y 3-4º dedos. El exceso relativo de fuerza aplicada por unidad de superficie en región interna de talón y externa de antepié en estática, mostrando en dinámica un exceso de presión en región externa de antepié, al tiempo que la aplicación de las fuerzas es fugaz en porción interna de arco interno y dedos mediales, podría indicar la presencia de pronación relativa de retropié asociada a supinación de antepié en pie derecho, manifestada en el apoyo bipodal y durante la marcha en el transcurso del entrenamiento habitual, ya que, como señalan Lelièvre y Lelièvre (1987), la pronación del talón condiciona la supinación relativa de antepié, con elevación del borde interno del pie. Si recordamos, al valorar la dorsiflexión en cadena cerrada tras entrenar, momento en el que se realizan las determinaciones con las plantillas instrumentadas, el pie derecho de los sujetos mostraba pronación respecto a la situación basal, así como mayor pronación que el izquierdo, todo ello valorado en función de la altura del arco interno estimada en tuberosidad del escafoides, cuyo descenso se asocia a pronación en la articulación subastragalina (Viladot, 1989; Sommer y Vallentyne, 1995). Por su parte, el pie izquierdo muestra un incremento relativo y significativo, respecto a pie derecho, en el porcentaje de impulso en región metatarsofalángica del primer dedo en dinámica, lo que indica que las fuerzas se aplican durante más tiempo sobre la cabeza del primer metatarsiano y su correspondiente articulación metatarsofalángica, coincidiendo con el hecho de que, en dicho pie, durante la fase de despegue de la marcha, éste se produce predominantemente a través de primer radio, lo que prolongaría en él la carga de peso respecto a pie derecho, en el cual se produce, sobre todo a través de segundo radio, lo que

por su parte corrobora la sospecha de una mayor supinación del antepié derecho durante la marcha en el grupo estudiado, al menos tras una sesión habitual de entrenamiento.

Dividiendo la región plantar en una mitad anterior y otra posterior, encontramos en el grupo en estática, que la presión, aun siendo en ambas extremidades ligeramente superior en la porción anterior, esa diferencia no es significativa. Corchete y Pinilla (1996), empleando el mismo tipo de plantillas instrumenadas, consideran normal que la mayor presión recaiga sobre región posterior, siendo lo ideal según ellos, un reparto al 50%, aunque admitiendo diferencias del 6%. Los resultados del presente estudio muestran que sólo un sujeto en pie derecho presenta la distribución 50-50% entre mitad posterior y anterior del pie, existiendo una gran variabilidad individual, demostrada por el alto CV, y aún no siendo significativas las diferencias, tal como se ha señalado, es mayor la presión sufrida por mitad anterior del pie un  $7,9 \pm 19,57$  % en pie derecho y un  $3,1 \pm 17,27$  % en izquierdo, con lo cual las diferencias entre ambas mitades pueden superar con creces, al menos en el grupo estudiado, ese 6% impuesto como normal por los autores anteriormente citados.

Analizando según regiones plantares significativas, vamos a obtener, como señalaban Wearing y cols. (2002), información más relevante. El rango de presiones en estática y dinámica para ambos pies, obtenido mediante ANOVA, es de mayor a menor: antepié, talón, y en tercer lugar mediopié y dedos. El impulso en dinámica sigue este mismo rango, pero en estática se iguala antepié con talón, y mediopié con dedos. Por lo tanto, en el grupo en estática predomina la carga en antepié y talón, registrándose en el mediopié y los dedos valores mínimos de presión e impulso, así el antepié recibe el 47% de la presión plantar y el 46-47% del impulso, y el talón un 37-39% de presión y 38-40% del impulso (Tablas XLII, p. 225, y XLVII, p. 231).

Según la revisión bibliográfica realizada por Lord y cols. (1986), hay consenso entre los diversos investigadores en que la mayoría de la carga en el pie es soportada por el talón y la región de las cabezas metatarsianas, como sucede en los sujetos estudiados en el presente trabajo. En cuanto al reparto de la carga entre ambas regiones, Rys y Konz (1994) señalan que son muchas las personas que sitúan la mayor parte de su peso en los talones, indicando Lelièvre y Lelièvre (1987) que dicha carga, en condiciones normales, supondría un 56% del peso corporal, mientras que para Cavanagh y Rodgers (1985) el antepié recibe sólo un 38% de la carga, dato similar al aportado por Ward y cols. (1998) según quienes el antepié recibe el

37% de todo el peso aplicado al pie, mientras el retropié soporta el 63%. Viladot (1989) y Hamilton (1989), sin embargo, consideran que el reparto en condiciones normales es al 50%. En cualquier caso, nuevamente recurriendo a la revisión realizada por Lord y cols. (1986) encontramos que, bien sea indicando una distribución de carga entre talón y antepié al 50%, o con predominio de la misma en talón, en ninguno de los trabajos señalados por los autores, al igual que en los comentados previamente en este estudio, se encuentra como distribución normal la hallada en los bailarines estudiados, con preponderancia de presión en el antepié, y ello a pesar de manifestar el 68,7% de estos bailarines genu recurvatum en la exploración, alteración considerada una de las causas principales de desplazamiento posterior del peso corporal (Stephens, 1987; Howse y Hancock, 1988); no obstante, el impulso en bipedestación en el grupo estudiado, sí se ajusta a la distribución de carga considerada normal.

Según el estudio trigonométrico realizado por Gutiérrez y cols. (1996), un predominio de la carga en antepié como el hallado en el grupo estudiado, se considera propio del pie cavo, asociándose a una inclinación del calcáneo, en plano sagital respecto al horizontal, mayor de 25°; pero esta distribución de la carga se observa también cuando el pie se sitúa en equino, bien por el uso de calzado con tacón, o simplemente al despegar el talón del suelo, siendo proporcional el incremento de la carga en antepié a dicha elevación (Lelièvre y Lelièvre, 1987; Viladot, 1989; Gutiérrez y cols., 1996), y desplazándose, en ambas situaciones, la carga hacia 1°-2° metatarsianos y primer dedo al tiempo que disminuye en la cara lateral del antepié (Sammarco, 1982; Bejjani y cols., 1988; Rose y cols., 1992; Massó, 1995; Hsi y cols., 1999; Schon y cols., 2002). En relación a estos últimos datos, se ha señalado con anterioridad que en el grupo estudiado, el pie cavo es el tipo de huella más frecuente, siéndolo aún más tras entrenar, aunque el % de X disminuye. Con posterioridad, será analizada con más detalle la veracidad de la existencia de una relación, entre el patrón cinético del apoyo plantar durante la bipedestación, la huella plantar, y la estructura del arco longitudinal interno.

Son zonas de presión e impulso muy altos-extremos durante la bipedestación, la mitad medial del talón, y las articulaciones metatarsofalángicas centrales (2ª-4ª). La cabeza del 5º metatarsiano y la articulación metatarsofalángica correspondiente, son zonas de alta presión e impulso, mientras que primer dedo y su articulación metatarsofalángica aparecen como zonas de presión e impulso moderado (Figura 92, p. 239; Tablas XLIII-XLIV, p. 227; XLIX-L, p. 233). Cavanagh y Rodgers (1985) sitúan igualmente las mayores presiones en mitad medial

del talón y entre 2º y 3º metatarsiano, siendo mayores las presiones en metatarsianos laterales que en los mediales. En este mismo sentido, Lord y cols. (1986), indican que en los distintos trabajos revisados, las mayores cargas en antepié se dan en la proximidad de 3º metatarsiano.

Según estos datos, en los bailarines de danza española estudiados, las fuerzas aplicadas sobre la planta del pie en bipedestación se concentran en una superficie relativamente pequeña, como es la región de cabezas metatarsianas y articulaciones metatarsofalángicas, especialmente las centrales, aunque actúan durante un tiempo normal o al menos equivalente al de su acción en talón.

La distribución de la carga en el estudio cinético dinámico, indica que en el grupo, el antepié sufre un 48,5-49% de la presión total, y un 53-54% del impulso, le sigue el talón que soporta un 31-31,5% de la presión y un 32% del impulso, siendo las diferencias entre ambas regiones significativas. Los dedos reciben un 11% de la presión y un 6% del impulso, y el mediopié, al igual que durante la bipedestación, se sitúa en el rango de muy baja a moderada carga, recibiendo un 8-9% del total (Tablas XLII, p. 224, y XLVII, p. 231). Son zonas de presión e impulso extremos durante la marcha descalzo, la mitad posterior de talón y, como en estática, las articulaciones metatarsofalángicas centrales (2ª-4ª). La 1ª y 5ª metatarsofalángica tienden a igualarse, pasando el primer radio a ocupar el rango de presión e impulso altos o muy altos, al igual que el primer dedo que recibe presiones e impulsos significativamente mayores que el resto de dedos, situándose en el rango de presiones alta-muy alta, aunque el tiempo durante el que se ve sometido a las fuerzas de reacción corresponde a un rango moderado (Figura 92, p. 239; Tablas XLV-XLVI, p. 228; LI, p. 234; LII, p. 234).

Comparando la distribución de la carga entre estática y dinámica, se observa que durante la marcha el porcentaje de impulso y el porcentaje de presión, disminuyen en talón; en mediopié no varía el porcentaje de presión ni el de impulso entre la bipedestación y la marcha; en antepié, se mantiene el porcentaje de presión similar entre la bipedestación y la marcha, pero al caminar aumenta significativamente el porcentaje de impulso, es decir, aunque la fuerza por unidad de superficie sea igual en ambas situaciones estudiadas, durante la marcha aumenta el tiempo durante el que esta fuerza actúa en antepié. El impulso predomina sobre la presión, en estática en talón y mediopié, en dinámica en antepié, salvo para 1º y 2º metatarsianos en pie derecho, en que impulso y presión son iguales. Estos datos indican que al caminar aumenta el impulso en antepié y disminuye en talón. Esto supone un cambio en la

distribución del impulso plantar global con mayor tiempo de actuación de las fuerzas sobre ambos antepiés, durante la marcha, y sobre talones en bipedestación.

El mediopié es una zona de baja-muy baja presión e impulso durante estática y dinámica, salvo zona distal de 5° metatarsiano. Los dedos son también zonas de baja-muy baja presión en ambas situaciones, salvo primer dedo que ya en estática recibe más presión que los demás, y en dinámica se convierte en zona de alta o muy alta presión. La carga en los dedos se duplica en dinámica, no obstante la presión es siempre mayor que el impulso, tanto en estática como en dinámica.

Subdividiendo el antepié en regiones, encontramos que la zona de las cabezas de 2°-3° metatarsianos en ambos pies, sufre durante la marcha, respecto a la bipedestación, un incremento de la carga por unidad de superficie y de tiempo, destacando además en pie izquierdo los incrementos en el porcentaje de impulso en 2ª metatarsofalángica, y en el porcentaje de presión en 1ª metatarsofalángica. Por otra parte, al caminar se observa que en 5° metatarsiano del pie izquierdo disminuye el porcentaje de impulso, al tiempo que dicho porcentaje aumenta en primera metatarsofalángica de dicho pie, mientras que en pie derecho no se observan estos cambios, aunque el porcentaje de presión disminuye en 5° metatarsiano en dinámica en ambos pies. Es decir, al caminar disminuyen las fuerzas aplicadas en la cara externa del antepié, pero en pie izquierdo, además disminuye el tiempo durante el que actúan en esa zona, y simultáneamente se prolonga la acción de las fuerzas en metatarsianos centrales.

Todos estos cambios hacen pensar que al pasar de la bipedestación a la marcha, en el grupo de sujetos estudiados, el antepié se ve sometido a más presiones e impulsos, desplazándose las cargas de la zona lateral del mismo hacia la central y medial, y concentrándose en cabezas y articulaciones metatarsofalángicas correspondientes a metatarsianos centrales en ambos pies, y primer metatarsiano en el pie izquierdo. Si recordamos, el primer radio en pie izquierdo era el que más trastornos estructurales mostraba desde el punto de vista clínico, además de presentar una hipermovilidad relativa respecto al pie derecho. En el talón la carga se desplaza desde la mitad interna en estática a la mitad posterior durante la marcha.

Otro hallazgo en el grupo estudiado respecto a la distribución de la carga en antepié, es que la presión y el impulso, tanto en bipedestación como durante la marcha, son mayores



sobre las articulaciones metatarsofalángicas que sobre las cabezas metatarsianas, salvo en estática para primer metatarsiano, cuya cabeza y articulación se encuentran en el mismo rango de presión e impulso. Este dato indica que las cargas soportadas por las articulaciones metatarsofalángicas son mayores que las sufridas por las propias cabezas metatarsianas, salvo para primer radio en estática.

Durante la marcha normal sin calzado, para Grundy y cols. (1975), existe un patrón característico, de modo que las fuerzas transferidas por el talón y las cabezas metatarsianas son mayores que las transferidas por mediopié y dedos, y aunque el antepié transfiere fuerzas sólo ligeramente superiores que las del talón, lo hace durante más tiempo. En la revisión realizada por Lord y cols. (1986), encuentran que aun soportando el antepié presiones sólo ligeramente superiores a las de talón, lo hace por más tiempo, de forma que la función de carga del antepié es tres veces mayor que la de talón. Igualmente Dananberg (2000) señala que durante la marcha normal, las cargas en el antepié son significativamente mayores que en talón. Estos hallazgos concuerdan con los obtenidos en los bailarines estudiados, pero no con los obtenidos por otros autores; así según la revisión realizada por Saltzman y Nawoczenski (1995), en la marcha descalzo en condiciones normales, el talón recibe la mayoría del peso corporal (60%), sobre todo su mitad medial, superando 2,6 veces la carga recibida por antepié, mientras que éste sólo recibe un 28% del peso corporal, concentrándose en cabezas de 2°-3° metatarsiano, punto en que coinciden sus datos con los hallazgos de este estudio en bailarines, aunque según los autores la carga se desplazaría hacia 5° metatarsiano, que recibiría más que el primero, cuando en el presente estudio están igualados ambos metatarsianos. Estos autores sitúan un 8% del peso corporal en mediopié, dato que también concuerda con los presentes hallazgos. Randolph y cols. (2000), en sujetos normales, encuentran que las presiones de antepié y talón durante la marcha son prácticamente iguales, siendo la presión en mediopié menor a 1/3 de la sufrida por las otras dos regiones, datos que nuevamente difieren de los hallazgos en el grupo estudiado, ya que en los bailarines no sólo predomina la carga en antepié, sino que éste recibe 4 veces más presión y 5 veces más impulso que mediopié, así como el talón sufre más del triple de la presión e impulso que el mediopié.

Hennig y Rosebaum (1991), analizan las presiones durante la marcha en adultos normales, encontrando que es máxima bajo primer dedo, seguido de cabeza del 3° metatarsiano; mientras que en talón predomina en su mitad medial, la cabeza del primer metatarsiano recibe

mayores presiones que la del 5°; el mediopié aparece como la zona de menor presión. En cuanto al impulso, encuentran que al caminar los mayores impulsos se registran en relación a metatarsianos centrales, representados por tercer metatarsiano, seguido por primer dedo y cabeza del primer metatarsiano, en los que es mayor que en la cabeza del 5° metatarsiano, así como en la mitad medial del talón es mayor que en la lateral, siendo la región que registra los menores impulsos el mediopié. Esta distribución es similar a la hallada en los bailarines estudiados, salvo que en éstos la mayor presión no recae en primer dedo, ni en la mitad medial del talón se registran las mayores presiones e impulsos.

Según Saltzman y Nawoczinski (1995), durante la marcha los dedos soportan el 4% del peso corporal, valor inferior al hallado en el presente estudio, y que es incluso menor al obtenido en el grupo de bailarines durante la bipedestación. Aun correspondiendo los 5 dedos a una zona de muy bajo-moderado impulso en estática, durante la marcha el primer dedo adquiere un papel más importante, recibiendo una presión entre alta y muy alta, aunque el impulso sigue siendo moderado, es decir sufre altas o muy altas fuerzas por unidad de superficie, pero éstas actúan durante un tiempo relativamente breve. Las altas fuerzas detectadas durante la marcha, bajo primer metatarsiano y primer dedo, en los bailarines de danza española cuando caminan descalzos, así como el incremento relativo de las mismas respecto a la bipedestación, es apoyado por investigaciones previas. Éstas indican que al igual que en el presente trabajo, el primer dedo del pie adquiere un mayor papel en dinámica, desde su participación en el establecimiento del equilibrio en el apoyo monopodal, durante el cual recibe una presión mayor a la suma de la sufrida por los otros dedos (Tanaka y cols., 1996), a la marcha normal donde experimenta las mayores presiones e impulsos, como en el trabajo de Hennig y Rosembaum (1991) anteriormente mencionado, y en el de Clanton y Ford (1994), donde se señala que la fuerza máxima actuando a través de la primera metatarsofalángica corresponde al 40-60% del peso corporal, siendo la presión que soporta el primer dedo doble que la soportada por los otros dedos, lo cual ocurre en el presente estudio respecto al 2° dedo y a 3°-5° combinados. Según McBride y cols. (1991), los dedos en la fase de despegue reciben un 40% del peso corporal, recayendo la mayor presión en primer dedo. Es también preponderante el papel de este dedo en movimientos propios de la danza, como el *relevé*, o la salida y recepción de los saltos (Massó, 1995), y durante el zapateado (Bejjani y cols., 1988), siendo el dedo en el que mayor presión se registra en estas situaciones.

Para Cavanagh y cols. (1997) el pie cavo se asocia a mayor presión bajo talón y antepié durante la marcha, como ocurre en los bailarines estudiados, señalando Ward y cols. (1998), que los diversos tipos de pie distribuyen la carga de distinta forma: el pie cavo la envía hacia antepié y el plano hacia retropié, coincidiendo nuevamente los resultados del presente estudio, con la distribución de la carga identificada como propia del pie cavo. Sin embargo, Viladot y Viladot (1990) señalan que el pie normal durante la marcha se comporta como si fuera cavo, existiendo sólo un apoyo muy fugaz sobre su borde externo.

Hsi y cols. (1999), empleando el mismo tipo de plantillas instrumentadas (Parotec® System) durante la marcha en sujetos con talalgia, observan predominio de la presión e impulso en región de cabezas metatarsianas, y dedos mediales, coincidiendo con los hallazgos del presente estudio, aunque estos autores encuentran que dentro del talón predomina la carga sólo en región posteromedial, mientras que en los bailarines también la región posterolateral del talón es una zona de presión e impulso extremos.

Wearing y cols. (2002) señalan que en el pie con fascitis plantar se altera el patrón de la marcha, sufriendo una reducción del impulso en retropié, con un incremento en antepié. En el estudio realizado por Bedi y cols. (1998), comparando sujetos normales con pacientes con fascitis plantar, encuentran que el impulso predomina en antepié, seguido de talón y mediopié en las dos situaciones, aunque en los sujetos con fascitis, las diferencias entre antepié y talón son mayores, y el porcentaje de impulso en mediopié proporcionalmente menor, de modo que el antepié sufre un 16% más de impulso en los sujetos con fascitis y el mediopié un 31% más en los sujetos normales; es decir, en el grupo de pacientes con fascitis plantar tiende a actuar la fuerza durante menos tiempo en el retropié y el mediopié, mientras que su acción se prolonga en antepié, de forma parecida a como sucede en los bailarines estudiados, sin embargo ninguno de éstos manifestaba antecedentes de fascitis plantar, y la única alteración del sistema aquileo-calcáneo-plantar detectada fue bursitis calcánea en el 60% de los casos, y tendinosis del tendón de Aquiles en el 9,4%, ambos trastornos sin sintomatología previa. No obstante, según Bedi y cols. (1998) la fascitis plantar se suele dar en pies cavos, y un pie cavo por sí mismo presenta una distribución de carga similar a la hallada por los autores (menor carga en mediopié y mayor en antepié), sin embargo los propios autores en su estudio encontraron igual proporción de pies cavos en el grupo con fascitis plantar y en el grupo control.

Según Ward y cols. (1998), sin la tensión del tendón de Aquiles el retropie soportaría la mayoría de la fuerza transmitida desde la tibia, y el antepié no llegaría a recibir el 50% de la carga, siendo para Hamilton (1989) la actividad del músculo tríceps sural la que determina un reparto equitativo de la carga entre talón y antepié. Por otro lado, no cabe esperar una atonía de dicho músculo en un grupo, en el que tal como se indicó con anterioridad, existe un desarrollo muscular superior a la media poblacional, siendo especialmente marcado en la región de la pantorrilla en ambos sexos. Esta hipertrofia muscular concuerda con el tipo de actividad realizada habitualmente por los sujetos, durante la cual la elevación sobre los talones, en apoyo monopodal o bipodal, es constante, bien para saltar, realizar equilibrios, o zapatear, siendo dicha elevación no sólo la función principal del tríceps sural, sino que éste en la práctica, es el único músculo eficaz para desarrollar dicha tarea (Kapandji, 1988).

En 1954 Hicks define el llamado “mecanismo de la polea plantar” (Aquino y Payne, 2001), según el cual la dorsiflexión pasiva del primer dedo causa la elevación del arco medial longitudinal, la supinación del retropie, la rotación externa de la pierna, y aumenta la tensión en la fascia plantar. Este fenómeno es similar a la tracción que ejercería una cuerda (fascia plantar) alrededor de la rueda de un molinete (primera articulación metatarsofalángica), al tirar de un mango (falange proximal del primer dedo), y se trata de un mecanismo independiente de la actividad muscular. Según Carlson y cols. (2000), tanto la fuerza en tendón de Aquiles, como el ángulo de dorsiflexión adoptado por las articulaciones metatarsofalángicas se correlacionan significativamente con el estiramiento que sufre la fascia plantar, y juntos tienen un valor predictivo de la tensión en dicha fascia de 0,47, del cual 0,44 puede ser atribuido exclusivamente a la fuerza ejercida a través del tendón de Aquiles.

El hecho es que la dorsiflexión de los dedos tensa la fascia plantar, e incrementa la fuerza que el propio tendón de Aquiles ejerce en el estiramiento a tensión de dicha fascia (Carlson y cols., 2000). Las consecuencias funcionales del mecanismo de la polea plantar incluyen, como se ha indicado anteriormente, la pronación del antepié, la inversión del retropie, y la elevación del arco longitudinal, que combinados bloquean las articulaciones del tarso en sentido transversal, y consecuentemente estabilizan el arco longitudinal, lo cual es esencial para conseguir la rigidez necesaria en el pie durante la fase de despegue de los dedos en la marcha, pero también es fundamental para poder fijar el antepié en el suelo durante los movimientos que realizan rutinariamente los bailarines estudiados: zapatear, mientras se

percutir con el retropié, realizar un giro o pirueta teniendo como único apoyo el antepié, impulsar el cuerpo durante la realización de un salto, o al aterrizar del mismo, siendo dedos y cabezas metatarsianas las primeras zonas en contactar.

Si los músculos intrínsecos están débiles, se ejerce un estrés añadido sobre la fascia plantar (Carlson y cols., 2000). Los bailarines de español, debido a su propio entrenamiento, y al uso de un calzado que mantiene las articulaciones metatarsofalángicas en dorsiflexión mientras comprime los dedos en sentido anteroposterior y lateral, como ya se mencionó ampliamente con anterioridad, podrían presentar debilidad de la musculatura intrínseca del pie, y de hecho la prevalencia de dedos en martillo en este grupo joven es del 31,2%, apareciendo incluso en primer dedo, cuando una de las causas de dicha deformidad, además del calzado, es precisamente la debilidad de los músculos interóseos y lumbricales (Lèlievre y Lèlievre, 1987).

Quizá aunque los bailarines estudiados no manifiesten sintomatología de fascitis plantar, sí sufran un incremento de tensión en la misma, lo que explicaría que tuvieran un patrón de impulso dinámico similar al mencionado por Bedi y cols. (1998) en sujetos con fascitis plantar. Apoyando esta hipótesis, que requeriría profundizar en su estudio, está el hecho de que los bailarines estudiados llevan años ejercitando el tríceps sural hasta su hipertrofia, generando de forma cotidiana gran tensión en el sistema aquileo-calcáneo-plantar y usando hasta el “abuso” el mecanismo de la polea plantar, especialmente durante las danzas que incluyen zapateado, que por otra parte son las que practicaban con mayor asiduidad. Todo ello podría contribuir a incrementar la tensión de la fascia plantar, y como consecuencia, dar una distribución de presiones e impulsos plantares distinta de la de sujetos de población general, y próxima a la de individuos con tensión en dicha estructura, aunque sea de otro origen.

En relación con estos datos, y con la actividad, no sólo habitual sino específica del grupo estudiado, Bejjani y cols. (1988) mencionan un incremento de las presiones en antepié al caminar con zapatos de tacón, sobre todo en primer metatarsiano, con disminución en talón, observando estos autores en bailarinas de flamenco, que tanto al caminar con zapatos de tacón como al bailar, las presiones predominan bajo cabezas de 1º y 2º metatarsianos. Al bailar zapateado las presiones siguen este orden: cabeza del 2º metatarsiano, cabeza del primer metatarsiano, talón, primer dedo y cabeza del 5º metatarsiano. Encuentran que, aun siendo las

presiones mayores al zapatear que al caminar con los zapatos de baile, las diferencias no son significativas. La distribución de presiones hallada por estos autores durante el zapateado, se asemeja a la observada en el grupo de bailarines de danza española al caminar descalzos, durante una sesión de entrenamiento habitual que incluye zapateado, practicado previamente a la recogida de datos con una duración que oscila, según el sujeto, entre 30'-1h30'.

Bransby-Zachary y cols. (1990), señalan que la presión es máxima en 1º y 3º metatarsianos durante la marcha, y según los autores no varía el patrón de presiones entre caminar descalzo y con tacones, sin embargo Hsi y cols. (1999) indican que al usar zapatos de tacón, la presión aumenta en región medial del antepié y primer dedo, disminuyendo en la cara lateral del antepié, dato éste último que no coincide con los hallazgos del presente estudio, ya que en los bailarines, 1º y 5º metatarsianos sufren impusos y presiones semejantes, entre altos y muy altos.

La localización de la hiperqueratosis plantar (Figura 77, p.188), así como el desgaste de la suela del calzado de baile (zapato o botín) (Figura 67, p.167) en el grupo estudiado, se asemeja más a la distribución de la carga durante la marcha sin calzado, hallada en este estudio, y a la referida durante el zapateado por Bejjani y cols. (1988), que a la distribución de la misma observada en estos sujetos en bipedestación, apareciendo el antepié como la zona más traumatizada, especialmente primer radio, metatarsianos centrales, y 5º metatarsiano. El talón no muestra hiperqueratosis, tal como se indicó, pero el tacón del calzado de baile aparece desgastado en su mitad posteroexterna, lo que indica al menos, impactos repetidos en esa localización, del mismo modo que en los bailarines estudiados, durante la marcha, toda la mitad posterior del talón, incluida la posteroexterna, corresponde a una zona que recibe exceso de presión e impulso, mientras que en los trabajos mencionados anteriormente (Hennig y Rosembaum, 1991; Saltzman y Nawoczenski, 1995; Hsi y cols. 1999), durante la marcha, el talón recibe la mayoría de la carga en su mitad interna.

Por lo tanto, el patrón de presiones e impulsos plantares, al caminar descalzos los sujetos estudiados, no sólo difiere de lo esperado en condiciones normales e individuos sanos, sino que se aproxima al hallado en situaciones con sobrecarga del sistema aquíleo-calcáneo-plantar y al encontrado, no meramente al caminar con zapatos de tacón, sino expresamente al bailar zapateado con ellos. Se indicó al principio de este trabajo de investigación, que una actividad física extrema puede causar lesiones óseas típicas por sobreuso (Schneider y cols.,

1974; Bar-Sever y cols, 1997), hasta el extremo de poder identificar, según éstas, el tipo de actividad que desarrolla un individuo. Quizá podríamos hablar también de una especificidad en el patrón cinético del apoyo plantar. Dicha especificidad sería producto del sobreuso musculoesquelético, y aparecería cuando una actividad física es practicada de forma extrema.

En cualquier caso, e independientemente de la causa última del patrón de presiones e impulsos plantares encontrado en el grupo, que no puede ser determinada en este trabajo de investigación ya que se trata de un estudio transversal, es evidente que existen zonas de sobrecarga, lo que se manifiesta tanto en el estudio cinético, estático y dinámico, como en la inspección del calzado y del propio pie de los bailarines, así como en su historia clínica. Todo ello debería plantear la necesidad de aminorar, en la medida de lo posible, dichas cargas, en un intento de mejorar el rendimiento del bailarín al tiempo que se previenen, las lesiones; dos conceptos, por otra parte, que según Nigg y Segesser (1992) se excluyen mutuamente.

Dada la coexistencia de sobrecarga en antepié con sobreutilización del sistema aquileo-calcáneo-plantar, entre las medidas preventivas a adoptar en los bailarines de danza española estudiados o en otros de características semejantes, se encontraría la inclusión de un programa de acondicionamiento físico, que comprendiera, entre otros aspectos, la flexibilización de dicho sistema, así como el fortalecimiento de la musculatura intrínseca de ambos pies, esto último, según Frey (2000) puede además ayudar a resistir los efectos de un calzado deformante, como parece ser el empleado para las danzas de zapato.

Por otra parte, la sobrecarga en las regiones plantares de apoyo requeriría una mejora en los sistemas de amortiguación en la zona de impacto, los cuales dependen esencialmente de tres estructuras (Nigg y Anton, 1995): tipo de superficie sobre la que se apoya, mediasuela del calzado utilizado durante la actividad, y tejidos blandos del pie. Según el estudio realizado por Nigg y Anton (1995) a partir de un modelo matemático, son las propiedades viscoelásticas de los tres sistemas, incluido el talón, las responsables de reducir el trabajo durante la marcha.

Según Pompei (1990), durante el choque y la compresión que acompaña al impacto del talón contra el suelo en la marcha, el talón almacena parte de la energía temporalmente, mientras el resto es absorbida por el sistema musculoesquelético. Esta energía no debe ser degradada íntegramente, ya que el talón tendrá que retomar su forma original antes del siguiente contacto, para lo que se necesita de una pequeña cantidad de energía, y además, el sujeto necesita reimpulsarse. Si tras cada impacto contra el suelo, la energía se disipara totalmente, sería tal la

fuerza que tendría que ejercer el sistema musculoesquelético para mover y propulsar el cuerpo, y así mantener la cadencia de la marcha o de cualquier tipo de movimiento continuado, que rápidamente se produciría la fatiga muscular. Sin embargo, Nigg y Segesser (1992) indican que se pierde un 30-40% de energía durante la carrera, y la deformación del propio talón no puede ser transferida al antepié, mientras que la deformación real en antepié es menor de 1 cm, por todo lo cual, según los autores, la energía que realmente retorna tras cada impacto es sólo el 1%.

Por otro lado, cuanto más rígida es la zona de impacto, menos energía se almacena localmente y más deberá ser absorbida ascendentemente en aparato locomotor. Del mismo modo, cuanto más flexible es dicha zona, más energía cinética se almacenará como energía elástica, y menor será la que llega a aparato locomotor, lo cual producirá menos molestias en este sistema, al tiempo que se dispondrá de mayor cantidad de energía elástica para ser transformada en energía cinética, permitiendo un máximo de aceleración en movimientos posteriores (Pompei, 1990; Aerts y cols., 1996). Según Pompei (1990), la amortiguación y la flexibilidad deben combinarse en esa zona de contacto en la proporción justa, ya que un gran amortiguamiento produce fuertes molestias y fatiga, que pueden ser atribuidos no sólo al gasto de energía muscular al intentar mantener el movimiento, sino también a la interferencia con los mecanismos sensoriales plantares, ya que según las investigaciones de Robbins y Gouw (1991), los picos de impacto al saltar sobre una superficie blanda son un 20-25% mayores que cuando se aterriza sobre una superficie dura, debido a un fenómeno anticipatorio, que permite al sujeto moderar los impactos cuando sabe que se va a caer sobre algo duro.

De las tres estructuras implicadas en los impactos que tienen lugar durante la deambulación u otro tipo de desplazamientos humanos con los pies calzados, dos son manipulables: el suelo y el calzado. Sobre los tejidos blandos del pie (Saltzman y Nawocenski, 1995, Nigg y Anton, 1995), incluida la almohadilla grasa plantar cuyo papel neumático fue comentado con anterioridad, la mejor y prácticamente única intervención posible es conservar su indemnidad, precisamente actuando sobre suelos y calzado, evitando de este modo someter a los tejidos corporales a fuerzas mecánicas excesivas, las cuales están implicadas, por ejemplo, en la degeneración de las almohadillas grasas plantares (Jahss y cols., 1992b).

En la danza, se da una interacción entre el sujeto y el suelo sobre el que baila, y la calidad de este último afecta al desempeño y a la salud. Sin pretender entrar en un tema,



súmmamente interesante, pero que excede el sentido de este trabajo, como es el análisis de las características de los suelos para la danza, tampoco se puede pasar por alto el hecho de que el 59,4% de los bailarines encuestados, considera duro el suelo sobre el que trabaja habitualmente. A los suelos, y especialmente a su dureza, se les ha atribuido frecuentemente un papel importante en la etiología de las lesiones en la danza (Seals, 1983; Werter, 1985; Bowling, 1989; Malone y Hardaker, 1990; Ramel y Moritz, 1994; Evans y cols, 1996; Schon y Weinfeld, 1996). No hay que olvidar que según la tercera ley de Newton, la fuerza que un bailarín ejerce sobre el suelo, al estar de pie, caminar, saltar o zapatear, es igual en magnitud a la que el suelo le va a devolver: a mayor fuerza ejercida contra el suelo, mayor fuerza de reacción tendrá que ser absorbida por tejidos blandos plantares, sistema músculo-esquelético y vísceras internas. Además la dureza del suelo presenta otro efecto importante para el desarrollo de una actividad física intensa como la danza, ya que según Rys y Konz (1994), por el hecho de permanecer 2 horas de pie sobre una superficie dura, como es el cemento, la frecuencia cardíaca sube un 5% respecto a la hallada en suelos blandos, del mismo modo que disminuye el confort en pie y pierna, factores ambos que podrían afectar al rendimiento físico de los bailarines.

El suelo ideal, devolvería toda la energía como un trampolín, comprimiéndose tan poco como el cemento y con una superficie suave como la arena (Seals, 1987). Hasta la fecha, esto es técnicamente imposible. Los mejores suelos para la danza serían los flotantes, en los que el cuerpo no se ve obligado a absorber la sacudida instantánea que se crea tras el contacto, ya que al deformarse, el suelo absorbe parte de la energía acumulándola, y al recuperar la forma, un porcentaje de esa energía se pierde, bien como rozamiento interno del propio suelo o bien como calor, retornando por lo tanto sólo una parte al sistema músculo-esquelético del bailarín. La tarima flotante es una buena opción en flamenco (Pozo, 2001). Sin embargo, los suelos para la danza suelen estar constituidos por una capa de material, como parqué o contrachapado, situada directamente sobre cemento, lo que proporciona una dureza similar al propio cemento.

Hoy por hoy, salvo honrosas excepciones, en la lucha por la calidad de los suelos para la danza, el bailarín está en el bando de los perdedores. Por un lado influye el desconocimiento de las necesidades ambientales específicas que tiene cada tipo de danza, por otra parte, la necesaria inversión económica que supondría instalar un buen suelo, y mantenerlo frente a la

agresión permanente que sufre en la danza, y muy concretamente durante el zapateado de la danza española. Ambos factores determinan generalmente, la elección de suelos inapropiados e insuficientes. Esta actitud negligente se mantiene en buena medida, gracias a la nada desdeñable y anteriormente mencionada capacidad de sufrimiento de este colectivo.

En la zona de impacto del pie contra el suelo, existe otro factor que interviene en la amortiguación, y que también puede ser manipulado: el calzado. A la capacidad amortiguante de la mediasuela, mencionada por Nigg y Anton (1995), añade Kulund (1990), el papel de propia suela externa y de las plantillas internas, definidas por este autor como piezas de quita y pon, que ocupan toda la longitud de la zapatilla, y a las que se pueden añadir cuñas o alzas, siendo su misión absorber los impactos e incrementar el apoyo y la estabilidad.

Según Nigg y Segesser (1992), el calzado deportivo debe concentrarse en disminuir el gasto de energía pesando poco, y minimizar las pérdidas de la misma, ya que aumentar su retorno al sujeto es inverosímil. Con materiales suaves y viscosos se realiza un menor trabajo que con los duros o elásticos (Nigg, 2001), pero en definitiva el trabajo requerido depende del sujeto y del zapato, de forma que puede haber diferencias hasta del 5% en función de ambos factores. Por otro lado, este autor resta importancia al papel del calzado en la mera amortiguación de impactos, incluso duda de su eficacia en este sentido, considerando que las fuerzas de impacto que tienen lugar durante las actividades físicas habituales no son importantes por las lesiones potenciales que puedan producir, sino porque afectan a la aparición de fatiga, al confort, al trabajo y a la capacidad de desempeño físico.

Bransby-Zachary y cols. (1990), señalan que la presión de impacto bajo el pie se reduce por el uso de calzado, siendo las plantillas responsables de una disminución de la misma equivalente al 17%. Chen y cols. (1994) encuentran que al caminar, en el grupo estudiado por ellos, son consideradas confortables y por lo tanto preferidas, las plantillas que desplazan la carga desde antepié a mediopié, aumentando la presión en éste, al tiempo que la disminuyen en cara medial de antepié y área del primer dedo. Estas modificaciones en la distribución de la carga serían especialmente útiles en el grupo de bailarines estudiado en este trabajo, en el cual predominan presión e impulso en antepié, siendo mínimos en mediopié, al tiempo que el impulso bajo primer dedo en bipedestación se relaciona con la presencia de dolor en la primera metatarsofalángica de pie derecho. El uso de una plantilla adecuada, permitiría además actuar, en los sujetos estudiados, sobre alteraciones estructurales, tales

como los dedos en martillo (presentes en el 31,2%), y el hallux valgus (presente en el 54,2%), o alteraciones funcionales como la hipermovilidad del primer dedo en pie izquierdo, la pronación de ambos pies y el incremento de la eversión del pie derecho tras el entrenamiento.

Sería útil en varios aspectos diseñar el calzado para el zapateado con una plantilla interior extraíble, que en función de los resultados de este estudio, tuviera capacidad amortiguante extra en antepié, y un soporte blando de arco interno que evitaría el hundimiento de éste (Lelièvre y Lelièvre, 1987), estabilizaría el pie y la pierna, reduciendo la máxima pronación (Hintermann y Nigg, 1998), y ayudaría a redistribuir las cargas entre antepié y mediopié, al tiempo que limitaría el desplazamiento anterior del pie dentro del zapato con cada percusión, evitando el choque de los dedos contra la puntera y permitiendo la existencia de un espacio entre ambos. Esta plantilla, debería tener forma de copa en talón, con el fin retenerlo, ayudando así al control de la pronación (Frey, 2000), que en el grupo estudiado, aparece tras el ejercicio con respecto a la situación basal. Por otra parte resultaría conveniente la existencia de una plantilla, aunque sólo fuera por simple higiene, ya que podría ser secada tras el trabajo diario, y lavada periódicamente. A estos dos aspectos señalados cabe añadir, que un calzado de este tipo dejaría abierta la posibilidad de introducir dispositivos ortopédicos en aquellos sujetos que requirieran la corrección de anomalías biomecánicas, o una redistribución específica de la carga.

Como se comentó en su momento, en el grupo estudiado, el dolor podálico tras entrenar es muy frecuente, apareciendo en el 90,6% de los sujetos diaria o semanalmente, lo cual haría pensar en la necesidad de diseñar un calzado o unas plantillas que redujeran esta alta prevalencia. Según Pompei (1990), a la hora de diseñar el calzado para actividades deportivas, es necesario que las molestias producidas por los impactos se queden en el umbral doloroso, lo cual resulta una visión interesante, ya que el autor no recomienda que no se alcance dicho umbral. En este mismo sentido, Robbins y Gouw (1991) señalan, que al deambular el sujeto descalzo por superficies naturales, aprende mediante un mecanismo de *feedback* a minimizar las ondas de choque que se producen con los grandes impactos, realizando anticipadamente ajustes musculoesqueléticos; esta capacidad se pierde al usar calzado y sobre todo el calzado deportivo moderno que atenúa esas sensaciones plantares que inducen un comportamiento neuromuscular destinado a prevenir la lesión. Según los autores se necesitaría el discomfort plantar durante los impactos para optimizar la capacidad de absorción de los mismos, opinión

compartida por Nigg y Segesser (1992), según quienes cambiando los estímulos sensoriales del pie, se podrían modificar las respuestas motrices, obteniendo un efecto amortiguador de impactos. Según Nigg (2001), la “sintonización muscular” es la respuesta dominante del aparato locomotor a los impactos, las fuerzas de impacto actuarían como estímulos, produciendo una corta sintonización muscular previa al siguiente contacto con el suelo, cuyo fin sería minimizar la vibración de los tejidos blandos y reducir la carga en articulaciones y tendones. Cuando las sensaciones plantares derivadas del impacto son atenuadas, los humanos infravaloran la intensidad del mismo (Robbins y Gouw, 1991) y reducen sus propios mecanismos amortiguantes, con lo cual la intensidad del impacto se puede elevar suficientemente hasta causar lesiones crónicas por sobreuso. De forma natural, en los sujetos que corren descalzos, se produce una atenuación sensorial a través de la hiperqueratinización de la planta del pie, del mismo modo que los bailarines estudiados, empleando un calzado carente de los sistemas de amortiguación sofisticados del calzado deportivo moderno, presentan hiperqueratosis en la región del antepié, probablemente la más traumatizada. Podríamos decir que existe un margen de cargas dentro del cual los tejidos biológicos reaccionan positivamente a los impactos aplicados, por lo tanto la idea de almohadillar para reducir las lesiones debería ser reconsiderada (Nigg, 2001). El discomfort se origina de la acción conjunta de los impactos verticales y horizontales, y según Robbins y Gouw (1991) el calzado deportivo moderno sumamente sofisticado elimina esas sensaciones plantares y los sujetos no son capaces de minimizar los impactos verticales, siendo inevitable la sobrecarga crónica, ya que el calzado proporciona confort plantar incluso cuando dichos impactos verticales son enormes.

Las fuerzas que actúan sobre el pie durante la fase de apoyo ejercen de estímulo, provocando una reacción muscular (Nigg, 2001). Esas fuerzas impactantes que se producen en la fase de apoyo llegan al primer filtro, que sería el calzado; la plantilla u ortosis es el segundo filtro, superados los cuales, la superficie plantar con sus mecanorreceptores capta el estímulo, transmitiéndolo al sistema nervioso central, que en función de las condiciones individuales, escogerá el patrón motor preferido para ejecutar la tarea. Según Jekka (1997), la información somatosensorial de las zonas de apoyo, sirve para indicar la orientación del cuerpo en el espacio, y corregir su oscilación, mejorando el control postural en bipedestación, señalando Mauer y cols. (2001) que la estimulación plantar localizada en antepié o talón, produce

cambios posturales pequeños, pero consistentes. Esta opinión se ve corroborada por Knikou y Conway (2001), quienes señalan que los mecanorreceptores plantares jugarían un papel en la regulación refleja de la postura, pudiendo influir en el patrón de la actividad muscular al caminar, y en la regulación del ciclo de la marcha. Si una intervención externa facilita el patrón motor preferido, la actividad muscular se reduce (Nigg, 2001), pero si esa intervención actúa en contra de ese patrón motor, la actividad muscular puede incrementarse. De esta forma, el calzado y los materiales insertados en él afectan a la actividad muscular general, y actúan sobre la fatiga, la comodidad, el trabajo y en definitiva sobre la capacidad de desempeño. Para este autor, la sensación de comodidad depende de la actividad muscular, y esta idea se ve apoyada por el hecho de que el ejercicio hecho con calzado confortable requiere un consumo de oxígeno menor que el hecho con calzado incómodo.

Teniendo en cuenta estos datos se debe replantear si la alta prevalencia de dolor podálico tras el entrenamiento diario, encontrada en los bailarines estudiados, es alarmante o es el sistema fisiológico de alarma, y del mismo modo plantearse hasta qué punto sería adecuado modificar el calzado de danza para eliminar ese discomfort. Es cierto que uno de los factores principales en la elección de dicho calzado, indicado por los propios bailarines en este estudio, es la comodidad, y quizá el calzado deba ser cómodo en los aspectos señalados previamente en este trabajo, es decir, en lo referente a su anchura y longitud, amortiguando las zonas de sobrecarga, y sobre todo, redistribuyendo presiones e impulsos, pero sin pretender atenuar las sensaciones, incluidas las dolorosas. Por otra parte, cualquier bailarín estará en contra de un calzado que le impida percibir la interacción de su pie con el suelo, puesto que sin tener conocimientos científicos sobre mecanismos propioceptivos y exteroceptivos, empíricamente sabe que su movimiento no está programado, y aún siendo automático y aprendido, depende en cada momento de las sensaciones percibidas, provenientes esencialmente de zonas de apoyo. Quizá sea éste, uno de los motivos por los que el calzado para la danza halla evolucionado poco en los últimos siglos, y sea difícil introducir supuestas mejoras en él.

Un problema añadido a la hora de actuar sobre el calzado empleado para la danza española, es su finalidad, que incluye la estética y el sonido. Así como en el deporte se pueden emplear suelas voladizas y mediasuelas gruesas, realizadas de diversas capas superpuestas de material amortiguante (Kulund, 1990), estos materiales supondrían un incremento de volumen

en el calzado de baile que rompería, de forma inaceptable, la línea estética de la danza, la cual tiende a la estilización de formas, buscando el bailarín un calzado ajustado que dibuje y envuelva el pie. Además, el zapateado requiere evidentemente poder obtener una sonoridad, que si no llega a salir del corazón como defendía Vicente Escudero (Manfredi, 1983), al menos salga de los zapatos, de modo que materiales excesivamente amortiguantes, absorberían no sólo el impacto, sino el sonido, impidiendo la manifestación de una de las características del flamenco y el clásico español, como es la riqueza sonora del zapateado. Por lo tanto, en el uso de materiales amortiguadores en suela y mediasuela, es importante su capacidad de absorción, pero también el reducido volumen y la no interferencia con el sonido del propio zapateado. La plantilla interna tampoco puede ser muy gruesa, aunque algunos autores coinciden en señalar que a más grosor, más amortiguación (Kuncir y cols. 1990; Pompei, 1990), pero dicho grosor supone volumen, y además la pérdida de sensaciones plantares, tema comentado previamente.

En referencia a la comparación entre los resultados obtenidos, mediante los distintos métodos empleados en este trabajo para valorar el apoyo plantar, hay que partir del hecho de que suele equipararse el aspecto de la huella plantar, con una determinada altura del arco plantar interno, al mismo tiempo que se supone que cada tipo de huella se asocia a una distribución concreta de la carga en el pie, tal como consta en algunos trabajos anteriormente mencionados (Gutiérrez y cols., 1996; Cavanagh y cols., 1997; Ward y cols., 1998; Bedi y cols., 1998). Para Chu y cols. (1995), la distribución de presiones en el pie, tanto en estática como en dinámica, se ve afectada por la estructura del mismo, de modo que la información derivada de los estudios podobarográficos, podría revelar las diferencias entre los distintos tipos de arco plantar interno. En este sentido, Cavanagh y cols. (1997) señalan que el 35% de la variación de las presiones plantares bajo talón y primer metatarsiano durante la marcha descalzo, se debe a factores estructurales, como son la altura del arco plantar interno, valorada radiográficamente en función de la inclinación del primer metatarsiano. En un estudio posterior (Morag y Cavanagh, 1999), indican que la estructura y funcionamiento del pie durante la marcha, son capaces de predecir sólo el 50% de la presión plantar, siendo predominante el papel de la estructura a nivel de mediopié y primer metatarsiano, y de la función junto con la estructura, en talón y primer dedo.

No todos los investigadores comparten la idea de una supuesta relación entre los diversos métodos empleados para el estudio del apoyo plantar, ya que esta asunción supone intentar relacionar una estimación bidimensional (longitud  $\times$  anchura) como es el fotopodograma, con una valoración monodimensional, como sería la elevación del arco longitudinal interno sobre el plano de apoyo, que además es una magnitud diferente (altura); del mismo modo, se pretende la relación de estas dos determinaciones, con la carga a que es sometida la región plantar, entendida ésta como presión + impulso, expresando a su vez y respectivamente, la relación entre la fuerza y el espacio, y la fuerza y el tiempo, pudiendo ser considerado el tiempo, por ende, una cuarta dimensión.

Para Menz (1998), las huellas plantares sólo representan la ausencia o presencia de contacto del pie con el suelo, por lo tanto no pueden proporcionar información sobre las presiones plantares, y tampoco son capaces de predecir la altura del arco plantar, ni el movimiento del retropie durante la marcha. Según Saltzman y cols. (1995), el fotopodograma es un método indirecto de estudio del arco plantar interno, basado en la anchura y área de la huella, no estando demostrada la relación entre las medidas tomadas a partir de él, y la altura del arco plantar interno valorada antropométricamente, ya que según los autores, el esqueleto óseo está cubierto de tejidos blandos de variado grosor. Cuando Hawes y cols. (1992) realizan un estudio comparativo entre diversos parámetros del fotopodograma (ángulo del arco, índice del fotopodograma, índice del arco, índice de la longitud del arco, índice del arco truncado) y la medición antropométrica de la altura del arco longitudinal interno, encuentran que ninguno de los parámetros obtenidos a partir del fotopodograma, demuestra ser estadísticamente capaz de predecir la altura de dicho arco. Nuevamente mencionan los autores la variabilidad biológica, existente en los huesos y en la forma de los tejidos blandos, que impide la predicción de la altura del arco plantar interno a partir del fotopodograma, contradiciendo sus hallazgos las asunciones, que ellos califican “del pasado”, según las cuales, el pie humano puede ser clasificado en grupos según la altura del arco interno a partir del análisis del fotopodograma, ya que para ello, además de estudiar la huella plantar, según los autores, se necesitaría el estudio clínico del arco plantar interno, puesto que los parámetros analizados a partir del fotopodograma, no representan más que índices y ángulos de la superficie plantar del pie. Tampoco Razegui y Batt (2000) encuentran relación entre la altura del arco plantar y la fuerza de reacción vertical.

En este trabajo se ha buscado la relación en condiciones basales entre la altura del arco plantar interno, valorada antropométricamente en tuberosidad del escafoides, y la clasificación de la huella plantar obtenida según el método de Hernández-Corvo, y tras entrenar, entre ambos sistemas de estudio del apoyo plantar, y las determinaciones cinéticas en estática (presiones e impulsos), en un intento siempre de comparar entre sí los métodos de estudio que se emplearon en situaciones semejantes durante la recogida de datos.

Como en situaciones anteriores en este trabajo, ambos pies muestran un comportamiento diferente. En pie izquierdo, el fotopodograma no se relaciona con la altura del arco antes de entrenar, y tras entrenar, tampoco guarda relación con dicha altura, ni con la distribución de presiones plantares, ni con el impulso recibido por talón, antepié y dedos. En el pie derecho tras entrenar, no existe relación entre fotopodograma e impulso recibido por talón, antepié o dedos. Tras entrenar, tampoco la altura del arco guarda relación con la distribución de presiones, ni con el impulso sufrido por talón, antepié y dedos.

Todas las correlaciones halladas, ya sean lineales o exponenciales, son moderadas. En el pie derecho el fotopodograma se relacionaría con la altura del arco, antes y después de entrenar, y tras entrenar con la presión plantar. La región del mediopié, muestra en el pie izquierdo relación entre la altura del arco y el impulso, y en ambos pies entre fotopodograma e impulso, de modo que al disminuir la altura del arco, o el % de X aumentaría el tiempo durante el que la fuerza de reacción actúa en mediopié. Es decir, mediante el fotopodograma en el pie derecho, pero no en el izquierdo, podríamos predecir la altura del arco plantar interno hasta el 52% en condiciones basales y hasta el 64% tras entrenar. La capacidad del fotopodograma y de la altura del arco interno, de predecir las cargas sufridas por el pie, es igualmente limitada, ya que ambos sólo parecen relacionarse moderadamente con el impulso en mediopié, y con la distribución de presiones plantares en el pie derecho.

Según los hallazgos de Shiang y cols. (1998), los parámetros fotopodográficos tridimensionales y bidimensionales son mejores predictores de la altura del arco que los unidimensionales, quizá este sea el motivo por el que en este estudio se encuentra tan baja correlación entre fotopodograma y altura del arco, ya que el % X expresa la relación entre dos diámetros, es decir dos valoraciones de una misma dimensión (anchura).

Según estos hallazgos, se considera que los tres métodos empleados en la valoración del apoyo plantar en bipedestación, método fotopodográfico de Hernández-Corvo, estimación



antropométrica de la altura del arco plantar interno en tuberosidad del escafoides, y determinación de presiones e impulsos plantares mediante el sistema de plantillas instrumentadas Parotec®, no miden los mismos parámetros, y por lo tanto, los resultados obtenidos mediante cada uno de ellos, no son intercambiables. La relación entre los tres métodos de valoración difiere según el pie estudiado, la región plantar o las condiciones de valoración, por lo que resultaría aventurado y poco riguroso considerar, por ejemplo que un pie cavo según el fotopodograma, se corresponde con un arco longitudinal interno alto, o que un exceso de presión o impulso en una región plantar dada, como puede ser el antepié, es sinónimo de pie cavo, al menos en bailarines de danza española de nivel pre-profesional.

Estos tres métodos pueden ser complementarios, pero no se pueden traducir los hallazgos proporcionados por uno de ellos, a datos proporcionados por otro. Ello es debido, probablemente, a la complejidad del pie como estructura tridimensional sometida a cambios adaptativos, requiriendo un acercamiento múltiple (cinético, antropométrico y fotopodográfico), para la comprensión de su biomecánica.

Según Andriacchi y cols. (1977), las fuerzas de reacción no son buenos indicadores de las anomalías existentes en el patrón de la marcha, siendo más específicas las medidas temporales. En este sentido, el sistema de plantillas instrumentadas proporciona una información incompleta sobre las fases de la marcha, ya que sólo recoge datos de la fase de apoyo, y por lo tanto sólo se obtiene referencia temporal sobre dicha fase, que por otra parte, es la más interesante desde el punto de vista de la utilización del pie como sistema de carga de peso y propulsión.

Ambos pies tienen un comportamiento homogéneo, salvo en la fase de choque del talón, que dura un 1,1% más en el pie izquierdo, lo cual significa que en el pie derecho, mediopié y antepié apoyan en el suelo antes que en el izquierdo, lo que podría guardar relación con el incremento tras entrenar, de la capacidad de eversión de ambos pies, que se manifestaba sobre todo en el pie derecho, tal como se mencionó con anterioridad. No obstante, y a pesar de las diferencias entre pie derecho e izquierdo, la etapa de choque del talón presenta una duración del 6,3-7,4% de la fase de apoyo, porcentaje próximo al 7%, mencionado por Gutiérrez y cols. (1996) como tiempo normal de apoyo del talón en el suelo durante un paso. Estos autores refieren que la fase de despegue abarca el 40-50% del paso, dato que también concuerda con el hallado en el presente trabajo, ya que el tiempo desde el apoyo de los dedos

hasta su despegue, incluyendo la etapa de apoyo mopodal y de doble apoyo, supone un 43% de la duración del paso.

Por otra parte, en este grupo se demuestra que el apoyo de las distintas regiones plantares durante la marcha, aún ocurriendo de forma sucesiva, en la mayoría de los pies estudiados, es además simultáneo, de modo que cuando aún no ha despegado el talón, ya han apoyado los dedos, siendo menos frecuente que se inicie el apoyo de los dedos cuando ya ha dejado de apoyar el talón.

Suele considerarse que en la fase de despegue de la marcha, éste se produce a través de primer dedo (Viladot, 1989; Saltzman y Nawoczenski, 1995), pero en el grupo estudiado, como ya se comentó al hablar de la PCDP, sólo ocurre así en el 25% de los pies derechos, y en el 41% de los izquierdos. Ciertamente, primer y segundo dedo son los empleados más frecuentemente en el despegue, lo cual concuerda con la opinión de otros autores, que señalan los dedos mediales, 1º y 2º, como la zona habitual de despegue del pie durante la marcha (Gutiérrez y cols., 1996). Sin embargo, aunque en la mayoría de los pies derechos e izquierdos, los dedos son la última región plantar en despegar, es decir, cuando se inicia la fase de despegue, y posteriormente éste se produce, los dedos son la única zona del pie que aún contacta con el suelo, en un 37,5% de pies derechos y un 25% de izquierdos el despegue se produce simultáneamente a través de antepié y dedos, y en el 23,4 % de los bailarines estudiados, no participan los dedos en el despegue, sino que éste se produce en relación al 2º metatarsiano, siendo su cabeza, o su articulación metatarsofalángica, la última zona en contactar con el suelo antes de iniciar la fase de balanceo.

En cuanto al estudio goniométrico para la valoración de la inclinación pélvica en tres situaciones diferentes, y de la flexión de rodilla durante el zapateado, al no conocerse la variabilidad inter-jueces de estas valoraciones goniométricas, tal como recomiendan Boone y cols. (1978) fueron realizadas por un único investigador, recogándose una única medición de cada ángulo, en vez de promediar varias, ya que según estos autores esto no mejora la fiabilidad de la determinación.

En opinión de Gajkosik y cols. (1985), las marcas óseas y la goniometría son un buen sistema en la determinación de la inclinación pélvica, puesto que los métodos radiológicos no sólo son caros, sino potencialmente dañinos. Las variaciones en el grosor del tejido

subcutáneo podrían dificultar la palpación de las espinas ilíacas, pero este problema no existe en el grupo estudiado.

En este trabajo se valoran posturas que forman parte de un movimiento, y que tras interrumpir el mismo, deben ser mantenidas voluntariamente por el bailarín durante un tiempo. Esta metodología podría desvirtuar lo que realmente ocurre durante el zapateado, sin embargo, estudios previos señalan la capacidad de los bailarines, tanto de percibir las relaciones de segmentos corporales entre sí, es decir la postura, como de repetir una posición dada; así, según Massó (1993) demuestran mayor capacidad, respecto a sujetos no entrenados, de reproducir un mismo ángulo articular en determinaciones goniométricas sucesivas realizadas en tobillo, encontrando Chatfield y cols. (1996) que son más eficaces que los no bailarines en la realización de un movimiento previamente ensayado, de origen central y que implica a todo el cuerpo. Del mismo modo, cuando se pide que repitan una postura dada, la secuencia posturocinética en los sucesivos intentos es constante en los bailarines, mientras que en los sujetos no entrenados varía considerablemente de uno a otro intento (Mouchnino y cols., 1991; Mouchnino y cols., 1992; Mouchnino y cols., 1993). Según Golomer y cols. (1999) el entrenamiento de danza, entre otros aspectos, proporciona una percepción más precisa de la posición de las articulaciones de miembros inferiores, encontrando igualmente Ramsay y Riddoch (2001) respecto a miembros superiores, que las bailarinas son más exactas en la reproducción de la posición de hombro y codo que el grupo control, lo que estos autores atribuyen al entrenamiento propio de la danza, el cual mejoraría la habilidad de percepción propioceptiva postural. Otros investigadores (Barrack y cols., 1984a; Barrack y cols., 1984b) refieren, sin embargo, que los bailarines profesionales tienden a sobrestimar los ángulos de movimiento articular, de modo que cuando se les pide reproducir determinados ángulos de flexión en rodilla, los sobrepasan, mientras los sujetos sedentarios se ajustan más, aunque los primeros son capaces de detectar con más fiabilidad los pequeños cambios de posición, lo que también indica para Barrack y cols. (1984a y 1984b), que la percepción de la posición (propiocepción) y del movimiento articular (cinestesia) pueden verse afectadas por el entrenamiento atlético prolongado, aunque Schon y cols. (2002) señalan que a pesar de las muchas horas gastadas en bailar y desarrollar las técnicas de danza, la autovaloración que el bailarín hace del alineamiento de su propio miembro inferior, así como de la distribución de fuerzas plantares durante un movimiento típico del ballet como es

el relevé, se relaciona poco con los resultados de la podobarografía, y con la valoración musculoesquelética hecha simultáneamente por observadores expertos.

Massion (1994) considera que el esquema corporal es una representación interna del cuerpo, obtenida a partir de información cinética, cinemática, y de la orientación de éste respecto a la vertical, siendo uno de los criterios por los que se escoge un determinado patrón postural en el sujeto entrenado, el que éste resulte el más económico en términos de consumo energético para el fin perseguido, que en este caso sería zapatear. Se calcula a groso modo que durante desplazamientos verticales del CDG equivalentes a 5 mm, se requiere un trabajo adicional del 1-2% (Nigg y Segesser, 1992). Quizá para minimizar las oscilaciones verticales del centro de masa, cada bailarín aprende a adoptar repetidamente el ángulo de flexión que biomecánicamente es más eficaz para él, aunque dicho ángulo varíe de un individuo a otro.

Teniendo en cuenta que la danza es una sucesión de posturas en el espacio y en el tiempo, intentar captar una de ellas, como se pretende en este trabajo al interrumpir el zapateado de los sujetos estudiados para valorar la inclinación pélvica y la flexión de rodilla que están teniendo lugar, puede ser factible y fiable, dado que los bailarines han demostrado tener especialmente desarrollada la capacidad para percibir y repetir posturas ajenas a sus tareas habituales, así que con mayor motivo posturas cotidianas y familiares. Cabría esperar además, que tras el proceso específico de entrenamiento seguido a lo largo de los años, cada uno escogiera el patrón motor más económico y el que mejor rendimiento le ofreciera. En este sentido, las valoraciones goniométricas de la anteversión pélvica en las tres situaciones estimadas, así como la estimación de la flexión de rodilla, muestran una buena repetibilidad ( $CV < 33\%$ ), lo que por un lado demuestra la capacidad de los bailarines de danza española de reproducir una postura dada, al menos cuando ésta se relaciona con su actividad habitual, y por otro lado demuestra que la metodología seguida en este estudio para obtener estos datos es fiable, al menos cuando se valora a bailarines experimentados, y las determinaciones las realiza un solo investigador.

Durante el zapateado, cadera y rodilla permanecen en flexión, algo similar a lo que ocurre en la marcha y la carrera, en las que al principio de la fase de contacto, con el fin de absorber el impacto, se produce la flexión de cadera y rodilla (Viladot y Viladot, 1990; Hintermann y Nigg, 1998), por lo que cabría esperar que fuera éste también el motivo durante el zapateado.

Durante la marcha, desde el punto de vista cinemático (Winter y cols., 1990), la flexión de miembro inferior conseguida por la participación de cadera, rodilla y pie permanece prácticamente igual, aunque con diferentes combinaciones de angulación entre las tres articulaciones, es decir el patrón motor se adecúa por la acción combinada de las tres articulaciones, gracias a los músculos biarticulares y al control neuromuscular que coordina el trabajo articular conjunto; sin embargo, en los bailarines estudiados, observando las valoraciones goniométricas de ambos sexos durante el zapateado, llama la atención que cuanto mayor es la inclinación pélvica, mayor es la flexión de rodilla. En este sentido se observa que las mujeres tienen más grados de flexión en rodillas, y de anteversión pélvica en todas las situaciones valoradas. Según Lelièvre y Lelièvre (1987) el uso del calzado con tacón limita el juego de la articulación tibiotarsiana y obliga a una compensación en rodilla y cadera, siendo éste quizá el motivo por el que ambas articulaciones realizan el mismo movimiento simultáneamente, y no inversamente como ocurre durante la marcha normal, con el sujeto descalzo, ya que al disminuir la participación del tobillo, su papel en la amortiguación deberá ser asumido en mayor grado por las otras dos articulaciones implicadas en minimizar los movimientos verticales del CDG, las cuales, según Kerrigan y cols. (2000), en condiciones normales, contribuyen en menor medida que la propia elevación del talón.

Todos los bailarines estudiados, y en todas las posiciones valoradas, presentan anteversión pélvica, siendo máxima en bipedestación con el sujeto descalzo, y mínima en bipedestación con calzado de baile. Para Gajkosik y cols. (1985), la hiperlordosis lumbar se asocia a anteversión pélvica, del mismo modo que en retroversión, disminuye la curvatura lumbar. Suele asumirse que con el uso de zapatos de tacón alto, la columna lumbar se sitúa a cada paso en hiperlordosis (Lelièvre y Lelièvre, 1987; Kreighbaum, 1996; Gutiérrez, 1999), sin embargo en este estudio la anteversión pélvica disminuye con el uso del calzado de tacón, tanto en la bipedestación como durante el baile, corroborando la opinión de Opila-Correia (1990), quien señala que al caminar con calzado de tacón alto el rango de anteversión pélvica es menor, provocando rectificación de la lordosis lumbar.

La flexión de rodilla muestra una gran rango en el grupo, oscilando entre 12° y 50°, aunque el CV sólo sea mayor del 33% en los varones, no obstante en ellos todas las determinaciones goniométricas de rodilla y pelvis presentan poca agrupación. Por lo tanto, aunque la angulación media en el grupo es de 28°, y lo más frecuente es zapatear con 30° de

flexión en rodilla, de un bailarín a otro puede haber una diferencia de 38° grados. Esta ligera flexión de rodilla hallada durante el zapateado, es motivo añadido para acrecentar aún más la carga sobre antepié (Lelièvre y Lelièvre, 1987), región sobrecargada de antemano.

En la exploración de la rodilla se valoró su angulación en planto frontal y sagital, y el estado de las estructuras que forman esta articulación según exploración clínica.

Destaca que en el 84,4% de los sujetos estudiados se despierta dolor en la exploración de la rodilla de forma bilateral, afectando por igual a ambos sexos: 80% de los varones y 85% de las mujeres. La exploración de la rótula es la que con más frecuencia desencadena dolor, apareciendo éste a la palpación de faceta rotuliana interna en el 81,2% de los sujetos en ambas rodillas, en pico de rótula en el 34,3% de las rodillas derechas y en el 50% de las izquierdas, y en faceta rotuliana externa está presente en el 31,2% de las derechas y en el 37,5% de las izquierdas. La rodilla, paralelamente, ocupa el tercer lugar en la presencia de dolor, molestias o inflamación sufridos durante la carrera, afectando al 34,4% de los sujetos, el 4º lugar en los últimos 12 meses, afectando al 50% de los sujetos, y el 3º lugar en recidivas, que tuvieron lugar en el 18,7% de los sujetos encuestados, produciéndose los trastornos en los seis casos encuestados sólo en las mujeres del grupo.

El dolor retropatelar detectado en la exploración, podría ser el primer síntoma de una condritis rotuliana, aunque sólo en el 25,9% de los sujetos ha sido diagnosticada condropatía con anterioridad a la recogida de datos del presente estudio, afectando sólo a mujeres, y en todos los casos referida a articulación femoropatelar. Según Nissel (1985), hay una serie de factores que favorecen que las mujeres sufran más problemas en cara anterior de la rodilla; para empezar, ante un mismo momento extensor, el cartílago hialino de la rótula se ve expuesto a fuerzas un 20% mayores que en el varón, teniendo una superficie de contacto menor, ya que las mujeres tienen las rodillas más pequeñas.

En deportes de balón y de raqueta, Nigg y Sesseger (1992) encuentran una prevalencia de condropatías del 6%, francamente inferior a la hallada en el grupo estudiado, mediante exploración o encuesta. La alta frecuencia de problemas condrales en los bailarines de danza española, hace pensar en la existencia de una causa específica y común a los sujetos estudiados. La articulación femoropatelar es un lugar habitual de molestias y discapacidad en los bailarines (Solomon y cols., 2000). Las molestias en esta región pueden atribuirse a un traumatismo directo o indirecto, único o repetitivo. Ya que se desconoce la existencia de un

traumatismo único y común al grupo, cabría pensar en una lesión crónica por sobrecarga, definida por Robbins y Gouw (1991) como la originada por múltiples cargas únicas aplicadas en un periodo de tiempo, siendo cada una de ellas individualmente incapaz de causar una lesión aguda. La patología condral aparece en mayor medida y a edades más tempranas en los deportistas profesionales, lo que ha conducido a especular si el sobreesfuerzo articular pudiera ser el agente causal principal (Vilarrubias y Villalón, 2001). En las siguientes líneas vamos a analizar qué factores, derivados o no de la danza, podrían ser los causantes de esa irritación generalizada del cartílago rotuliano, ya que según Radin y cols. (1972), refiriéndose a la osteoartritis, la idea de que ésta es simplemente un desgaste articular natural por la utilización articular intensa y larga, cayó en desuso en los años 50-60 del siglo pasado.

Como posibles causas de sobrecarga crónica están los problemas de mal alineamiento del miembro inferior, los errores técnicos derivados del propio entrenamiento, o a la existencia de impactos no amortiguados o que superen los sistemas musculoesqueléticos naturales de amortiguación.

En plano sagital en las mujeres predomina el genu recurvatum, afectando al 77% de éstas, mientras en el 80% de los varones se observa genu neutro. En plano frontal el genu neutro es lo más frecuente en el grupo, apareciendo en el 54,1% de los sujetos, seguido de genu varo en el 40,6%. El genu valgo se observa sólo en dos mujeres, siendo la alineación más infrecuente. Según Hoppenfeld (1989) la angulación en valgo de las rodillas suele ser más notable en las mujeres, así como la frecuencia de hiperextensión. Lamata y cols. (1988) encuentran en estudiantes de ballet y danza española, lo que ellos definen como problemas estáticos de la rodilla en el 17,8% de los alumnos, correspondiendo a genu valgo el 3,4%, a genu varo el 3,8% y a genu recurvatum el 2,1%, porcentajes muy inferiores a los hallados en el presente estudio, bien es cierto, que los autores no indican qué criterios utilizan para clasificar los diversos alineamientos de miembros inferiores.

La hiperextensión de la rodilla es una característica anatómica frecuente en los bailarines debida a una hipermovilidad articular regional o generalizada (Reid, 1988), que se ha relacionado entre otros síntomas, con hiperpresión en el compartimento anterior y dolor en la cara anterior de la rodilla (Howse, 1972; Bordier, 1975; Ende y Wickstrom, 1982; Quirk, 1987; Teitz, 1987). Sin embargo, según Reid (1992), la movilidad articular, o la angulación de la rodilla en plano frontal no son causa de dolor en la cara anterior de la rodilla en

adolescentes y adultos jóvenes, relacionándose este síntoma más bien con la sobrecarga crónica de dicha articulación, no encontrando este autor, en adultos jóvenes y activos, correlación entre el alineamiento de miembro inferior y los hallazgos artroscópicos en la exploración de rótulas con lesiones cartilaginosas. Hintermann y Nigg (1998) corroboran estos hallazgos, remarcando que no se ha podido demostrar la existencia de dicha asociación.

La pronación del pie también se ha considerado causa de condropatía femoropatelar, en la danza (Gelabert, 1980; Kravitz, 1987), y durante otras actividades como la carrera, donde la mayoría de las lesiones se localizan en rodilla (Nigg y cols., 1993). Según estos autores, la pronación del pie, transferida como rotación interna a la tibia, alteraría la mecánica de la rodilla, produciendo una sobrecarga torsional, no importando tanto la cantidad de eversión que sufre el retropie como la porción de ella que es transmitida a tibia, que no es igual en todos los sujetos, ya que los arcos plantares rígidos parecen transferir más la eversión del pie a rotación interna tibial (Nigg y cols., 1998). Según Hintermann y Nigg (1998), el exceso de eversión en retropie equivale a pronación, y la combinación de eversión y su transferencia a rotación interna tibial, sería un predictor de la producción de lesiones de sobreuso, sobre todo en rodilla, dentro de las cuales estarían los desórdenes femoropatelares. Además, la pronación del pie asociada con la flexión de rodilla, obligan a rotación tibial interna, del mismo modo que la supinación y la extensión obligan a rotación externa (Hintermann y Nigg, 1998). Con los datos manejados en el presente trabajo, no se puede saber si los estudiantes de danza española zapatean con el pie pronado o supinado, aunque en bipedestación relajada, tanto antes como después de entrenar, la inclinación media del talón en el grupo era normal. Lo que sí es cierto, es que el zapateado se desarrolla con flexión de rodillas, que además no es fija, sino que oscilando alrededor de 28° de media, varía permanentemente. Además tras el entrenamiento habitual se produce un descenso del arco en ambos pies, así como un incremento en la capacidad de eversión en carga del pie derecho, que aun sin llegar a situarse por debajo de los valores considerados normales, sí indicaría la existencia de pronación respecto a la situación basal. Sin embargo en el presente estudio, mientras el pie derecho pierde su capacidad de amortiguamiento a lo largo de la sesión de entrenamiento (lo cual podría hacer pensar que se convierta en un pie rígido, transmitiendo mayor eversión a rotación interna tibial), el pie izquierdo de forma paralela, no ve alterada su capacidad de pronación, ni de amortiguación por el tiempo de entrenamiento, y sin embargo, la presencia o ausencia de irritación



retropatelar es simétrica en todos los sujetos estudiados, al menos respecto a la faceta rotuliana interna. Hintermann y Nigg (1998), a pesar de sus propios hallazgos, indican que el 40-50% de los corredores con pronación excesiva, no sufren lesiones por sobreuso, de modo que para estos autores no es correcto enfatizar que determinadas anormalidades anatómicas se asocian invariablemente a lesiones específicas.

Los sujetos con arco alto, valorado antropométricamente, en el momento del choque del talón durante la marcha, muestran un pie más inestable en el plano frontal (Ogon y cols., 1999), que tiende a desarrollar una fuerza de dirección medial, y a producir una rápida rotación interna de la tibia inmediatamente después del impacto, dato corroborado también por Nigg y cols. (1993), quienes indican que la mayor altura del arco, conduce a eversión en articulación subastragalina, que a su vez induce una mayor rotación interna tibial, aunque tal como se ha indicado en el párrafo anterior, en esa transferencia de eversión a rotación interna tibial, hay otros factores implicados. Según Nigg y cols. (1993) y Ogon y cols. (1999), el aumento de rotación tibial interna se asocia con la presencia de dolor en tibia y rodilla, por lo que un arco alto parecería predisponer a dolor en esa región. Ogon y cols. (1999), señalan que el pie con arco alto parece ser un factor de riesgo para las lesiones de miembros inferiores, debido a la inestabilidad medial transitoria que provoca durante el impacto contra el suelo, más que por ser supuestamente rígido y no ser capaz de absorber los impactos. Sin embargo, en el grupo de bailarines estudiados, la altura media del arco plantar interno valorada antropométricamente, tanto antes como después de entrenar, y en todas las situaciones testadas, presenta un valor normal.

Muchos autores señalan la relación existente entre forzar el en dehors en el ballet, practicado asiduamente por el grupo estudiado, y la aparición de la mayoría de las lesiones de rodilla, incluida la patología femoropatelar, relacionándolo con un incremento del ángulo Q (Bergfeld y cols., 1982; Fry, 1983; Sammarco, 1984; Hamilton, 1986; Kravitz y cols., 1986; Clippinger-Robertson, 1987; Teitz, 1987; Solomon y cols., 2000), ya que la insuficiente rotación externa en cadera obliga a la aparición de un movimiento rotacional en articulación fémorotibial, acompañado de traslación lateral de la rótula (Wohlfahrt y Bullock, 1983). La alta prevalencia de condritis femoropatelar y condromalacia rotuliana en los bailarines, llegó a crear, en su momento, el concepto de *dancers' knee* o rodilla del bailarín (Kravitz y cols., 1986) para identificar a todos los síndromes dolorosos manifestados en la cara anterior de la

rodilla en este colectivo, debido esencialmente a patología del aparato extensor (condromalacia rotuliana, rodilla del saltador, Osgood-Schlatter), siendo según Howse (1987) la queja más frecuente en el joven estudiante, y constituyéndose muchas veces en factor de selección, que obliga al adolescente a abandonar la danza. Este error técnico puede darse durante la ejecución de los pliés (flexión de rodilla en cadena cerrada con miembro inferior en rotación externa), movimientos que de por sí generan grandes presiones en la articulación de la rodilla (Teitz, 1987; Solomon y cols., 2000), como posteriormente será comentado. Al igual que se señaló al analizar las causas del incremento de la pronación en ambos pies tras el entrenamiento, que podría deberse en el grupo estudiado a forzar el en dehors, con los datos recogidos en este estudio, no podemos asegurar ni descartar que ese error técnico se produzca de forma generalizada en el grupo estudiado, siendo la causa subyacente de la pronación de ambos pies, y de la irritación condral femoropatelar.

Dentro de los gestos técnicos comunes a todos los sujetos estudiados, y propios de la danza española, encontramos el zapateado, cuyos impactos y vibraciones deben ser de algún modo atenuados. A los sistemas corporales de amortiguación de impactos señalados hasta ahora en este trabajo, hay que añadir el papel del propio cartílago articular, estructura que resiste bien las fuerzas compresivas (Villarroya, y cols., 1999), y que por sí mismo no cambia sus propiedades mecánicas (Radín y cols., 1972), aunque como el resto de los tejidos corporales, falla si es solicitado en exceso. Durante el ejercicio físico, las estructuras esqueléticas sufren deformaciones elásticas recuperables, que atenuarían los impactos y vibraciones, pero si las tensiones a que son sometidas exceden la resistencia elástica de los tejidos, se producen deformaciones residuales no recuperables, y en función de la frecuencia de la agresión, pueden llegar a aparecer cambios degenerativos y rotura tisular (Villarroya y cols., 1999; Durá y cols., 2001). El hueso esponjoso es otro elemento amortiguante, que presenta una estructura porosa, rellena de líquido, que es la mejor organización mecánica conocida para absorber la energía procedente de los impactos y soportar las fuerzas compresivas (Villarroya y cols., 1999). En este proceso amortiguador, participan también el propio movimiento articular, y la contracción muscular isométrica y excéntrica (Llana y Brizuela, 1996a). En este sentido, el trabajo de Jefferson y cols. (1990), dedicado al estudio de la actividad de cuádriceps e isquiotibiales durante la fase de ataque de la marcha, demuestra como los patrones motores son individuales, pudiendo una estrategia muscular anticipatoria “pre-choque” disminuir las fuerzas de impacto cuando éste

se produce, lo cual según señalan Solaz y cols. (1999), puede ser especialmente útil en situaciones en las que la carga que sufre el pie se aplica en un tiempo muy corto, inferior al de respuesta neuromuscular (20-30 ms), y en el que el sistema muscular no tendría tiempo de responder y acomodarse a dicha fuerza. Según Nigg (2001) los músculos intentan evitar las vibraciones en otros tejidos usando la estrategia de sintonización mencionada con anterioridad, de tal modo que podrían pre-activarse creando un sistema de vibración amortiguante que se anticiparía al contacto con el suelo. Existe por otra parte evidencia, en opinión de Pain y Challis (2002), de que los tejidos blandos del cuerpo, moviéndose independientemente del esqueleto, pueden tener un papel importante en la disipación de energía.

Este tipo de respuestas musculares anticipatorias concuerdan con las exigencias de la propia técnica del zapateado (apartado 3.4. de este trabajo), durante el cual es menester realizar los movimientos de miembros de forma relajada, mientras el pie golpea igualmente relajado, sin tensión ni en planta ni en dedos; empleando el propio peso de la pierna, se flexiona la rodilla ligeramente, y se deja caer el pie hacia abajo, ayudado por la fuerza de la gravedad, sin intentar forzar el golpe, y evitando la tensión muscular. Bejjani y cols. (1988) encuentran que las vibraciones que se generan durante el zapateado son de baja frecuencia ( $<20$  Hz), y según los autores, este tipo de vibraciones son amortiguadas mediante la activación refleja de una contracción muscular tónica, mientras que en la atenuación de los picos de alta frecuencia intervienen los tejidos blandos y el propio hueso. En función de lo antedicho, los mecanismos amortiguadores durante el zapateado, podrían residir en una respuesta muscular anticipatoria de carácter individual, y quizá entrenable, y en la capacidad atenuante de los tejidos blandos y del hueso subcondral. El tobillo y articulaciones del pie, estarían situados en primera línea para la amortiguación de impactos (Viladot y Viladot, 1990; Saltzman y Nawoczenski, 1995; Llana y Brizuela, 1996a, Kerrigan y cols., 2000); ocupando la segunda línea “defensiva”, y protegida por la unidad tobillo-pie, estaría la rodilla. Sin embargo, al deambular con tacones, y además zapatear, en la danza española se produce un estrés añadido sobre los mecanismos amortiguadores naturales, lo que podría variar su papel en la atenuación de impactos.

Se considera que los impactos repetidos son responsables de las lesiones de sobreuso durante la carrera y la marcha (Ogon y cols., 1999), y según datos aportados por estos autores y reseñados con anterioridad en este trabajo, la onda de choque que se produce en cada impacto, cuando llega a la rodilla ha sido amortiguada en un 50-90%, y en un 98%, cuando

llega a la cabeza. Según Voloshin y Wosk (1982), incluso en condiciones fisiológicas normales las ondas de choque que se producen durante la marcha tienden a debilitar progresivamente a los amortiguadores naturales, así las ondas insuficientemente atenuadas sobrecargan la próxima articulación que encuentran en su ascenso hacia el cráneo, lo que conlleva sobreuso en dicha articulación, la aparición de microfracturas en hueso subcondral y a la larga desarrollo de osteoartritis (Wosk y Volshin, 1981). Estos autores encuentran que los pacientes con enfermedad degenerativa articular tienen disminuida un 30% la capacidad de la absorción de impactos en rodilla.

Al situarse el pie en equino por el uso de calzado con tacón, su acción amortiguante se ve limitada. En este sentido, y tal como se indicó anteriormente, la posibilidad de pronación y eversión disminuyen, y también la capacidad de contracción excéntrica de los músculos dorsiflexores de tobillo, con lo que el papel amortiguador de la unidad tobillo-pie se ve mermado (Opila-Correia, 1990; Ebbeling y cols., 1994); pero además el calzado de tacón también produce cambios en la cinemática de miembros inferiores (Opila-Correia, 1990; Ebbeling y cols., 1994). Lelièvre y Lelièvre (1987) opinan que este tipo de calzado limita la movilidad de articulación tibiotarsiana, y ésta debe ser compensada en rodilla y cadera, dándose las mayores compensaciones, debidas a la disminución de la capacidad de flexión plantar, precisamente en rodilla (Lelièvre y Lelièvre, 1987; Ebbeling y cols., 1994; Kerrigan y cols. 1988).

El uso de tacón alto, no sólo disminuye la capacidad de amortiguación del pie como se ha señalado, sino que además aumenta las fuerzas de impacto en subastragalina (Ebbeling y cols., 1994), que serán transmitidas proximalmente, por lo tanto sin atenuación. En el caso de un tacón de 6 cm, aproximadamente el del zapato profesional de flamenco, el incremento es del 48% (Bransby-Zachary y cols., 1990).

Durante la marcha normal, el talón se eleva reduciendo los desplazamientos verticales del CDG, y la rodilla mantiene una flexión media de 10,2°, que se correlaciona con la altura alcanzada por el talón (Kerrigan y cols., 2000), y que es inferior a la hallada durante el zapateado en el grupo estudiado. Sin embargo, al caminar con calzado de tacón alto, se pierde el efecto amortiguador que en condiciones normales ejerce la elevación natural del talón sobre las oscilaciones verticales del CDG, al tiempo que el centro de masa se desplaza medialmente respecto al pie, lo que incrementa un 23% el momento de fuerza varizante existente

normalmente en la rodilla durante la marcha (Kerrigan y cols., 1988), por lo que aumentarán las fuerzas compresivas en el compartimento medial de la rodilla; además, según los autores, aumenta la flexión de rodilla durante la fase de apoyo, se ve incrementado el trabajo del cuádriceps y la tensión del tendón rotuliano, así como la presión en articulación femoropatelar. La prolongación de la tensión y las fuerzas que sufre la rodilla debido al uso de calzado de tacón alto puede predisponer a cambios degenerativos en la articulación femoropatelar (Kerrigan y cols., 1988). Según Benezis (1989), entre los gestos deportivos de ‘alto riesgo rotuliano’, se encuentran los ejercicios de flexoextensión de rodillas realizados en media punta, que según el autor son típicos de la danza contemporánea, aunque ciertamente describen los movimientos que tienen lugar durante el zapateado. Pero además, con el incremento de la altura del tacón, la articulación subastragalina y la rodilla trabajan asincrónicamente, de modo que la eversión máxima en la primera, no coincide con la flexión máxima de rodilla durante la marcha, lo que para Ebbeling y cols. (1994), si es mantenido a lo largo del tiempo, puede ser otra causa de lesión de rodilla. Corroborando estos datos, señalan Kerrigan y cols. (1988) que la osteoartritis es dos veces más frecuente en las mujeres, que son las que suelen usar zapatos de tacón alto, y en rodilla es más frecuente en el compartimento interno (Kerrigan y cols., 1988). Los resultados de estos estudios, concuerdan con el hallazgo en el presente trabajo de una mayor sensibilidad en la faceta rotuliana interna, afectando a la mayoría de los bailarines, y sin distinguir en este caso entre sexos, ya que también los varones emplean calzado de tacón alto para bailar.

Según los resultados del trabajo de Bejjani y cols. (1988), durante el zapateado el factor de atenuación entre tuberosidad tibial anterior y espina ilíaca anterosuperior es de 2,5-14 para el zapateado, mientras en la marcha con tacones es de 1,6-4, lo que para los autores indica que la amortiguación durante el zapateado, se produce en muslo y cadera; pero se debería añadir a los comentarios de estos autores, que entre tuberosidad tibial y espina ilíaca anterosuperior, no sólo está el muslo y la cadera, también está la rodilla, situada en flexión durante el zapateado, participando también en esa atenuación, y al ser la frecuencia de vibración detectada en tuberosidad tibial (4-8 Hz), mayor a la frecuencia de resonancia de la rodilla en flexión (2 Hz), éste podría ser un factor lesivo añadido para esta articulación.

En la amortiguación de impactos, al menos durante la marcha, se produce la flexión de rodilla al principio de la fase de contacto, con el fin de absorber el impacto, pero

simultáneamente esta articulación debe ser estabilizada (Hintermann y Nigg, 1998), gracias entre otros factores, a la acción muscular. Según Aune y cols. (1997), la contracción del cuádriceps estabiliza a la rodilla frente a los desplazamientos femorotibiales, acompañándose de un efecto compresor articular, que se manifiesta especialmente en articulación femorotibial. En los movimientos isocinéticos a alta velocidad, las fuerzas compresivas en rodilla son 5 veces el peso corporal (Nissel, 1985). La tracción del cuádriceps a través del tendón rotuliano, comprime la rótula contra la troclea femoral (Solomon y cols., 2000), y estas fuerzas compresivas, generadas en la flexión de rodilla, son 2 veces el peso del cuerpo durante la marcha, y 3 veces el peso corporal al subir y bajar escaleras, repitiéndose además cientos de veces al día en cualquier bailarín de los estudiados, durante los plié y el zapateado. Este trabajo del cuádriceps va acompañado de la acción de isquiotibiales, que en condiciones normales, en cadena cerrada, actúan como estabilizadores estáticos y dinámicos del tronco y la pelvis (Bodor, 2001), sin embargo cabe esperar que durante el zapateado combinen esta acción con la ejercida en rodilla durante la flexión repetida. Para Radin y cols. (1972), las fuerzas que suelen atravesar las articulaciones, son precisamente las derivadas de la contracción muscular, y en menor medida se deben a la carga de peso. En los trabajos de Simpson y Kanter (1997) y Simpson y Pettit (1997), dedicados al estudio de las fuerzas articulares internas que tienen lugar durante los saltos en la danza, se observa un incremento de la fuerza muscular al aterrizar, cuyo papel sería reducir el incremento del momento horizontal, es decir, estabilizar la rodilla, aunque simultáneamente va a contribuir al incremento de las fuerzas de compresión sobre dicha articulación, al tiempo que desplaza la tibia hacia delante generando fuerzas de cizallamiento. El cuádriceps es el principal causante del incremento de las fuerzas axiales en ese momento de la recepción y amortiguación del salto, corroborando el papel que se le ha atribuido en el control del momento vertical del cuerpo y de las fuerzas de reacción del suelo, especialmente las verticales. La rodilla se flexiona para atenuar las fuerzas de reacción, disminuyendo así la rigidez de miembro inferior, y en ese momento los músculos extensores actúan excéntricamente, y en consecuencia, en el intento de atenuar los impactos mediante el incremento de la flexión en rodilla, se produce un aumento paralelo de las posibilidades de lesión en rodilla debido al ascenso de las fuerzas axiales del cuádriceps, y de las fuerzas de cizallamiento. Ambos tipos de fuerza son mayores a mayor velocidad angular de la rodilla, siendo proporcionales a la fuerza generada por el cuádriceps. Por otro lado, según estos

autores, las fuerzas de cizallamiento en la rodilla, que tienen lugar principalmente en la fase de impacto, se han asociado a fisuración de la capa profunda del cartílago articular, por lo que dichas fuerzas podrían estar implicadas en la compleja etiología de la osteoartritis. Según estos hallazgos, cabría esperar que la repetición de impactos a alta velocidad, produjera un sobreuso del aparato extensor de la rodilla, y durante el zapateado, los movimientos de flexoextensión en rodilla seguidos de impacto, se suceden a alta velocidad.

En la extensión contra la gravedad, las fuerzas de compresión femoropatelar alcanzan su máximo a los 50° de flexión, siendo mínimas en los últimos grados de extensión (Nissel, 1985). Las fuerzas recibidas por esta articulación son las mismas entre 60° y 120°, y para proteger la articulación femoropatelar, según Nissel (1985) se deberían evitar las flexiones en carga por encima de los 30°. En el grupo estudiado, durante el zapateado, los grados de flexión en rodilla oscilan entre 12-50°, manteniendo una flexión  $\leq$  a 30° el 62,5% de los sujetos, y mayor de 30° el 37,5% del grupo.

Se espera, no obstante, que los músculos no sólo generen fuerzas compresivas o cizallantes alrededor de las articulaciones, sino tal como se ha indicado, que sean capaces de absorber las fuerzas relacionadas con los impactos repetidos y los movimientos propios de la danza (Macintyre y Joy, 2000; Solomon y cols., 2000), por lo que una disminución de fuerza, resistencia, flexibilidad, o la presencia de desequilibrios musculares entre antagonistas, podría predisponer igualmente al desarrollo de lesiones. Según Radin y cols. (1991), la contracción excéntrica del cuádriceps es precisamente la encargada de absorber los impactos en la fase de ataque de la marcha, de modo que los sujetos con gonalgia, en vez de usar el cuádriceps, emplean el suelo para frenar el pie, quizá por incoordinación neuromuscular, por lo que para estos autores, cuando los impulsos se producen a alta frecuencia, el control neuromuscular jugaría un papel clave en la preservación de la salud articular. Para Benezis (1989), en la protección de la articulación femoropatelar durante los movimientos de flexo-extensión de la rodilla en carga, entre 0-60° es fundamental la sincronía en la contracción del cuádriceps y de los isquiotibiales. Según Reid (1988), los bailarines tanto hombres como mujeres, tienen menos fuerza en el cuádriceps que otros atletas, siendo ésta un 77% de lo esperado. En condiciones normales, durante la marcha, el momento de fuerza de tobillo y rodilla están igualados (Riley y Kerrigan, 2001), sin embargo, al caminar de puntillas, pasa a ser 6 veces menor en rodilla, lo que implica que andar de puntillas o en terminología ortodoxa de la danza,

desplazarse en media punta, disminuye el momento extensor de rodilla, y por lo tanto el trabajo muscular y la potencia extensora en esta articulación, siendo el empleo de la media punta lo habitual en la danza, incluidos los sujetos estudiados. Quizá sea ésta la razón por la que en estudios previos los bailarines han demostrado tener menor fuerza de la esperada en el cuádriceps, lo que a su vez podría alterar la razón cuádriceps:isquiotibiales. Otros autores hablan de hipotrofia de uno de los componentes del cuádriceps, como es el vasto interno, con predominio proporcional del vasto externo, lo cual generaría hiperpresión rotuliana externa (Hardaker y cols., 1986; Bachrach, 1987; Solomon y cols., 2000). Sin embargo en el presente grupo de bailarines, en función de los parámetros antropométricos, no parece existir hipotrofia del cuádriceps, al menos en las mujeres; no obstante, cabría la posibilidad de que sí existiera en alguno de los componentes de éste músculo, por ejemplo, en el vasto interno oblicuo, cuya hipotrofia se relaciona con gonalgia en bailarines (Solomon y cols., 2000), aunque ésta suele manifestarse característicamente como síndrome de la faceta rotuliana lateral, mientras que en el grupo estudiado es más frecuente el dolor en la faceta rotuliana interna, aunque la prevalencia de dolor en la faceta externa no es tampoco desdeñable, afectando 31-37,5% de las rodillas exploradas.

Las fuerzas de impacto normales que ocurren durante las actividades físicas, como puede ser la carrera, podrían no ser, según Nigg (2001), el factor más importante en el desarrollo de las lesiones relativas a la absorción de impactos, ya que no es determinante el valor absoluto de la fuerza en el momento del choque del talón, sino el ritmo de carga (Ogon y cols., 1999). Cuando las cargas se aplican repetida y rápidamente, producen degeneración articular, mientras que no tienen ese efecto nocivo si se aplican a menor frecuencia, aunque tengan igual magnitud o incluso mayor (Radin y Paul, 1971; Radin y cols., 1991). El estímulo proporcionado por los impactos tiene un efecto positivo sobre el mantenimiento y desarrollo del hueso (Nigg, 2001), y Nerucci y cols. (2000) encuentran que la aplicación de niveles bajos de presión de forma intermitente aumenta la producción de proteoglicanos por parte del condrocito. Para dañar una articulación las fuerzas deben ser de naturaleza impactante y de carácter intermitente (Radin y cols., 1972), grandes y de corta duración (Radin y Paul, 1971), es necesario por lo tanto, un movimiento repetitivo durante el que se produzcan fuerzas de estas características, lo cual por otra parte, describe perfectamente al propio zapateado flamenco. Este tipo de fuerzas producen



microfracturas subcondrales, cuya curación aumenta la rigidez del hueso subcondral, el cual pierde su capacidad amortiguadora, dejando desprotegido al propio cartílago.

El suelo duro es considerado otro agente causal de las lesiones de rodilla, ya que la energía del choque en cada impacto debe ser absorbida primeramente por el miembro inferior (Werter, 1985; Hardaker y cols., 1986), mientras que un suelo que se deforma bajo contacto, tiene un efecto retardante del impacto, ya que parte de la energía es absorbida o disipada por el propio suelo, de forma que las extremidades inferiores sufren impactos externos menores (Seals, 1987). Cuando las superficies son duras, los extensores de la rodilla deben absorber energía más rápidamente, lo que supone un incremento de la carga sobre dichos músculos, a medida que aumenta la rigidez de la superficie de apoyo (Durá y cols., 2001). Sin embargo, para la danza que implica zapateado, se suelen usar salas con suelos duros, por ser más resistentes, y ello es paradójicamente debido al carácter impactante del zapateado, que provoca un deterioro del suelo más precoz que otros tipos de danza.

Por último, aunque según Radin y Paul (1971), la distribución de la artritis en las articulaciones se relaciona con las presiones sufridas, realmente no se ha demostrado la causalidad entre las fuerzas de impacto y la degeneración articular, sin embargo, desde el punto de vista clínico, existe evidencia de degeneración articular y cambios artríticos en bailarines entre 25-37 años (Simpson y Kanter, 1997). No obstante, al menos en ballet clásico, la prevalencia de gonartrosis radiológica es muy baja, no así en tobillo-pie (Radin y Paul, 1971; Schneider y cols., 1974), quizá por constituir esta unidad la primera línea en la amortiguación de impactos en el ballet, aunque en la danza española, según lo antedicho, en esa primera barrera participaría también la rodilla.

La columna vertebral ha sido otra de las estructuras valoradas en la exploración, mostrando una alta prevalencia de trastornos estáticos, tanto en varones como en mujeres, ya que en el 81,2% de los sujetos se observan signos de escoliosis, hiperlordosis lumbar, e hipercifosis, aisladamente o en combinación. Warren y cols. (1986) refieren una prevalencia de escoliosis estructurada, demostrada radiológicamente, del 24% entre bailarinas profesionales de ballet. Según Lamata y cols. (1988), el 34% de los estudiantes de danza vistos por ellos, presentaba en la exploración problemas estáticos de columna, correspondiendo en el 18% a escoliosis, en el 15% a hiperlordosis, y sólo un 0,4% a actitud cifótica. Estos porcentajes son inferiores a los obtenidos en el grupo estudiado en el presente trabajo, no

obstante la distribución de los trastornos, con predominio de escoliosis, seguido de hiperlordosis lumbar, y con escasa presencia de hipercifosis dorsal, coincide en ambos grupos de bailarines españoles.

Los signos de escoliosis aislada, o combinada con hiperlordosis lumbar son los más frecuentes, y por otro lado, son los que se acompañan también con mayor frecuencia de dolor a la palpación de columna y musculatura paravertebral, desencadenándose éste preferentemente en sujetos con hiperlordosis lumbar aislada, o combinada con escoliosis.

Aunque los antecedentes de dolor, molestias o inflamación referidos a la espalda en los últimos 12 meses, eran altos en ambos sexos, alcanzando una prevalencia en el grupo del 75% en región lumbar, en la exploración sólo aparece dolor a la palpación en el 46,9% de los sujetos, todos mujeres, localizándose prioritariamente en articulaciones sacroilíacas, seguidas de región dorsal, y en menor medida de columna lumbar.

La etiología de las lumbalgias es desconocida, pero se sabe que el estrés mecánico puede agravarlas (Voloshin y Wosk, 1982; Friberg, 1983), y en el grupo estudiado existen varios factores que van a suponer una sobrecarga mecánica para el esqueleto axial, tales como los movimientos del torso propios de la danza española, el calzado empleado para zapatear, el propio zapateado, y quizá desequilibrios musculares que podrían pasar, por otra parte, desapercibidos.

Los componentes del esqueleto implicados en el apoyo no son sólo las extremidades inferiores, sino también la columna y la pelvis (Kreighbaum, 1996). El disco intervertebral, gracias a sus propiedades viscoelásticas, tiene un papel fundamental en la amortiguación de las fuerzas que llegan a columna (Voloshin y Wosk, 1982), ya que es capaz de deformarse bajo presión o tracción, y al igual que otras estructuras musculoesqueléticas amortiguadoras naturales, de las que se ha hablado con anterioridad, puede sufrir cambios degenerativos. En el estudio realizado por Voloshin y Wosk (1982), los sujetos con lumbalgia tenían disminuída la capacidad de atenuación de impactos en un 20%, encontrando que la reducción de dicha capacidad entre el cóndilo fémoral interno y la frente, se correlacionaba con lumbalgia.

Factores como la propia estructura del arco plantar de los bailarines estudiados, cuya altura media era normal, tanto antes como después de entrenar, con un apoyo medio correspondiente a pie cavo o normal-cavo, no parecen ser determinantes en la alta prevalencia de procesos álgicos referidos a región lumbar en el grupo, ya que según los resultados

proporcionados por los estudios acelerométricos (Ogon y cols., 1999), al menos durante la carrera, y al contrario de lo que suele creerse, es el arco plantar interno bajo el que amortigua mal los impactos que llegan a columna lumbar, dando lugar a una mayor amplitud de aceleración e índice de aceleración en esta región.

Los movimientos torsionales de cintura para arriba, son tan característicos dentro del clásico español y el flamenco como pueda serlo el zapateado. Este tipo de movimientos rotatorios del tronco son comunes en ambos sexos, al tiempo que los movimientos ondulantes y el vaivén de caderas son propios de las mujeres. Cuando un sujeto tiene escoliosis, y realiza simplemente una flexión lateral del tronco, simultáneamente se va a producir rotación en la columna, y ambos movimientos juntos, flexión + rotación, parecen ser los más dañinos para el disco intervertebral (Friberg, 1983). Si la columna no padece ningún defecto estructural, y es sometida repetidamente a movimientos simultáneos de flexo-extensión más rotación, como ocurre en flamenco o clásico español, cabe suponer que el disco intervertebral se vea igualmente perjudicado.

Por otra parte, nuevamente nos volvemos a encontrar con el calzado usado en el zapateado y al propio zapateado como elementos potencialmente lesivos, ya que sobre un tronco que mantiene las actitudes torsionales mencionadas, y de por sí lesivas, actúan las vibraciones e impactos provenientes de miembros inferiores, cuya atenuación, por parte de extremidades inferiores, ya ha sido puesta en entredicho previamente en este estudio. Como se ha señalado con anterioridad, el pie en su papel en la absorción y amortiguación de impactos, debería proteger entre otras estructuras a la columna (Saltzman y Nawoczenski, 1995), sin embargo al mantenerse en equino por el uso de calzado de tacón alto, no sólo ve limitada esta función, sino que también disminuye la propia movilidad de la unidad tobillo-pie, obligando a compensaciones en caderas, que son transmitidas a pelvis y columna, de modo que según Lelièvre y Lelièvre (1987), esta región realiza un movimiento torsional con cada paso, y estos movimientos compensatorios repetidos, pueden crear estrés, y determinar la aparición de sintomatología en la región lumbar (Opila-Correia, 1990), entendida ésta como la formada por las tres últimas vértebras dorsales, las vértebras lumbares, y el hueso sacro (Guillén y cols., 1977), y que por lo tanto puede significar afectación de la zona de transición dorsolumbar, la columna lumbar, la charnela lumbosacra, y las articulaciones sacroilíacas (Gurney, 2002).

El calzado para las danzas de zapato, como se ha demostrado en este estudio, además conduce a una retroversión pélvica, que se acompaña de rectificación de la lordosis fisiológica lumbar (Gajkosik y cols., 1985), con lo que disminuye la capacidad de la columna lumbar para absorber impactos (Kapandji, 1988; Harvey y Tanner, 1991; Schon y Weinfeld, 1996), lo cual favorecería la aparición de lesiones en columna. Entre los bailarines de danza española estudiados, por el mero uso del calzado de baile, aumenta 4° la retroversión pélvica respecto a la bipedestación sin calzado, manteniéndose durante el zapateado una retroversión de aproximadamente 3° más que en condiciones basales con el sujeto descalzo, cuando precisamente, durante el zapateado, sería necesaria una mayor capacidad de atenuar los impactos y vibraciones ascendentes.

Por lo tanto, podríamos decir que las características de la danza española de zapato, no sólo imponen un estrés añadido a la columna, sino que además la colocan en una situación de indefensión, ya que según Bejjani y cols. (1988) en referencia al zapateado flamenco, tras una vibración que involucra a todo el cuerpo, se incrementa el riesgo de que afecte a columna vertebral, debido a que las vibraciones, tras la atenuación que sufren en miembro inferior, presentan una frecuencia de resonancia similar a la de columna sacra, lumbar y cervical.

En relación a la hiperlordosis lumbar, que en el grupo estudiado se observa en el 37,5% de los sujetos, asociándose a dolor a la palpación con mayor frecuencia que el resto de anomalías estructurales, es según Solomon y cols. (2000) el principal factor implicado en las lumbalgias en los bailarines, teniendo rara vez base estructural, relacionándose más bien, con desequilibrios musculares combinados con errores técnicos, como sería en el caso del ballet clásico, forzar el en dehors. Indican Solomon y cols. (2000) que un psoas ilíaco débil y tirante es causa de hiperextensión en columna lumbar. Al disminuir la efectividad de la musculatura del tronco, lo que ocurre al adoptar posiciones relajadas con hiperextensión de la columna lumbar y de la charnela lumbosacra, aumenta la carga en discos intervertebrales y ligamentos, lo que convierte a la región lumbopélvica en vulnerable a tensión, inestabilidad y lesiones (O'Sullivan y cols., 2002).

En las bailarinas de ballet y en atletas, no obstante, se ha observado mediante RNM que la sección transversal del psoas ilíaco y de la musculatura extensora del tronco en relación al peso, es mayor que en mujeres sedentarias (Peltonen y cols., 1998), aunque se sabe también, que precisamente una excesiva tensión en flexores de cadera puede limitar la movilidad

pélvica, del mismo modo que una excesiva tensión en extensores puede rectificar la lordosis lumbar (Harvey y Tanner, 1991) disminuyendo en definitiva la elasticidad de la columna lumbar frente a las cargas axiales. La razón normal entre extensores y flexores del tronco es 1,3:1, estando reducida en pacientes con lumbalgia (Harvey y Tanner, 1991), en los que se pierde la dominancia de extensores (Huesa y Carabias, 1999). Mediante valoración isocinética de fuerza y resistencia muscular en bailarines profesionales y semiprofesionales de ballet, se encuentra en ambos sexos predominio de la fuerza de extensores (Benzoor y cols., 1992), aunque la resistencia muscular es mayor en la flexión, hallazgos que según los autores, demuestran el efecto específico del entrenamiento de ballet, lo cual afectaría al grupo estudiado en este trabajo en la medida que también practicaban de forma cotidiana esta danza. Por otra parte el psoas ilíaco, en bipedestación, actúa como un potente flexor de cadera, capaz de duplicar la fuerza flexora del tronco (Huesa y Carabias, 1999), y esta posición es adoptada repetidamente durante el zapateado.

Otro desequilibrio muscular hallado en bailarines con lumbalgia es la alteración de la razón isquiotibiales-cuádriceps, fundamental para mantener un ritmo lumbopélvico óptimo, considerándose normal cuando se sitúa entre el 55-80%, mientras que en bailarines profesionales de ballet con lumbalgia se ha encontrado una razón media del 48% (Koutedakis y cols., 1996).

Por último, Durá y cols. (2001) refieren como causa de lumbalgia la presencia de una musculatura relativamente más fuerte en extremidades inferiores que en tronco, lo cual fue comentado anteriormente en este trabajo.

En función de estos datos, podríamos decir que la hipertrofia muscular lumbo-pélvica, que por otra parte parece habitual entre los bailarines, por un lado podría estar restando capacidad de amortiguación al segmento lumbar de la columna, y por otro lado pudiera no ajustarse al patrón normal de fuerza, ni dentro del tronco, dado el predominio de la flexión de cadera, al menos en las danzas que se acompañan de zapateado, ni entre tronco y extremidades inferiores. En cualquier caso, todos los desequilibrios musculares comentados, no apuntan más que a posibles causas de los frecuentes problemas vertebrales manifestados y observados en los sujetos del grupo estudiado, cuya contribución real, dado el diseño del presente estudio, no puede ser demostrada, pero cuya sospecha, podría indicar nuevas líneas a seguir en la

investigación de las causas de los frecuentes trastornos musculoesqueléticos que sufre este colectivo de bailarines.

Otro aspecto a valorar, dada la alta prevalencia de trastornos estáticos de la columna, sería la propia calidad del tejido óseo en los bailarines de danza española. Aun siendo la prevalencia de escoliosis, en los estudios mencionados anteriormente, menor a la hallada en el grupo de bailarines de danza española estudiado, se considera que este trastorno es más frecuente entre bailarines que en población general (Warren y cols., 1986; Hamilton, 1991; Hamilton y cols., 1992), siendo consideradas la escoliosis y las fracturas de estrés, una manifestación adolescente de una inadecuada mineralización ósea (Warren y cols., 1986; Warren y cols., 2002), de modo que la pérdida o carencia de hueso determinaría un esqueleto mecánicamente incompetente. Entre los factores que se han barajado habitualmente como causa de esta incompetencia ósea, está el retraso en el desarrollo puberal (Warren y cols., 1986; Warren y cols., 2002), riesgo que podría ser extensivo a los varones, ya que según Golomer y cols. (1999), los bailarines también sufren un retraso en dicho desarrollo. En el presente estudio, no obstante, sólo una mujer había padecido amenorrea primaria, y todos los varones habían completado el desarrollo puberal.

La mineralización ósea, por otra parte, es un proceso complejo que no sólo depende de las hormonas esteroideas, sino también de la nutrición y actividades con carga de peso (Rogol y cols., 2000). La suma de ejercicio intenso, hipogonadismo y delgadez, no determina en la bailarina amenorreica un patrón de osteoporosis generalizada, sino restringida a zonas de no-carga, o de carga con predominio trabecular, como son las vértebras, normalizándose en huesos de carga con predominio cortical (Young y cols., 1994; Valentino y cols., 2001).

Según el Grupo osteoporosis de la semFYC (2000), entre los factores de riesgo para tener disminuida la masa ósea se encuentran un IMC < 19, que en este estudio presentaban el 29,6% de las bailarinas y ningún bailarín, así como tener amenorrea prolongada >1 año en el periodo premenopáusico, y anorexia nerviosa, que según la encuesta realizada, no había padecido ninguno de los sujetos estudiados. Para Foldes y cols. (1997), no obstante, la densidad de masa ósea no es un buen estimador de la calidad del hueso, ya que hace una valoración cuantitativa, que puede ser normal en bailarines, pero no aprecia los factores que determinan la resistencia ósea, como son su elasticidad y la integridad de su arquitectura laminar. Así estos autores, estudiando la velocidad de transmisión ultrasónica en la cortical tibial de bailarinas

semiprofesionales, encuentran alteraciones cualitativas, que además son independientes del IMC, mientras que la DMO valorada en tibia y columna lumbar mediante DEXA guarda relación con él. Por lo tanto, y en lo que atañe al grupo de bailarines de danza española, aún teniendo un valor medio de IMC normal tanto los hombres como las mujeres, lo cual apuntaría hacia una DMO media también normal, la calidad del hueso podría ser inadecuada.

Cuando se entrena de forma extrema a alto rendimiento, según Montero y cols. (2002), suele haber estrés, insuficiente reposo, y consumo disminuido tanto de calorías como de grasas en la dieta, lo que sitúa a los atletas en condiciones de malnutrición bastante parecidas a las presentes en los trastornos nutricionales. Por ello, se puede considerar que la suma de demandas físicas extremas y dietas insuficientes, convierten la alimentación del bailarín en una variante del ayuno. Estas situaciones que combinan el exceso del trabajo físico con la insuficiente alimentación pueden conducir, como se mencionó en la Introducción de este trabajo, a la aparición de la triada de la atleta, que entre otros rasgos, se caracteriza por disminución de la masa ósea (Eichner y cols., 1997; Foldes y cols., 1997; Montero y cols., 2002), asociándose a esa pérdida de masa, una serie variada de problemas, entre los que se encuentran lesiones de muñeca y rodilla, y cambios crónicos vertebrales tales como espondilolisis (Sabatini, 2001).

Según Kaufman y cols. (2002) un bajo consumo calórico se relaciona con un descenso en el índice metabólico basal, siendo éste uno de los mecanismos fisiológicos para aumentar la eficacia de los alimentos. En el grupo estudiado, los varones presentan una relación talla/peso normal, que en las mujeres está un 9% por debajo de lo esperado, no obstante, las bailarinas se esfuerzan en mantener su peso por debajo del considerado ideal, y a pesar de presentar unos parámetros nutricionales más próximos a la normalidad que las bailarinas de ballet, existe una asociación entre comportamientos dietéticos restrictivos y valores normales de IMC, como se demostró con anterioridad, por lo que el índice metabólico basal aparentemente bajo, podría reflejar este comportamiento nutricional anómalo. Dicho índice se relaciona con la DMO, por lo que Kaufman y cols. (2002) postulan que la osteopenia observada en bailarinas de ballet, es el efecto de una adaptación crónica a un consumo bajo de energía. El descenso del índice metabólico basal se relaciona también con el descenso de los niveles de leptina, hormona segregada por las células grasas, y que actúa como regulador independiente del metabolismo. De modo que la restricción de la ingesta puede afectar al metabolismo del hueso

indirectamente mediante un mecanismo en el que estaría implicada la leptina (Kaufman y cols., 2002; Warren y cols., 2002), actuando como un regulador fisiológico de la masa ósea. Según estos datos, la malnutrición crónica autoinducida conduciría a osteopenia por una vía independiente del hipoestrogenismo, y que por lo tanto podría estar implicada en la defectuosa formación de hueso en mujeres, independientemente de la presencia de trastornos endocrino-ginecológicos, y en varones.

Por otro lado, la nutrición inadecuada que siguen habitualmente los bailarines, no se traduce necesariamente en desnutrición clínica, no apareciendo signos de malnutrición ni alteraciones en la analítica habitual (Calabrese y Kirkendall, 1983; Warren y cols., 1986; Valentino y cols., 2001). Valentino y cols (2001) encuentran que los valores de la densidad de masa ósea en columna lumbar (L2-L4), están disminuidos en las bailarinas de ballet estudiadas por ellos, tanto en las que están en activo (21,5 años), como en las retiradas (22,3 años), mostrando sólo 4 de las 29 bailarinas, una densidad de masa ósea en el límite del rango de normalidad para su edad, mientras que todos los marcadores hormonales y bioquímicos de la remodelación ósea son normales (fosfatasa alcalina, calcio total y en orina de 24 horas, hidroxiprolina urinaria, PTH, y osteocalcina).

En función de los hallazgos aportados por este trabajo, y de los derivados de estudios previos, es lícito sospechar que las frecuentes alteraciones estructurales observadas en el eje vertebral de los bailarines de danza española estudiados, podrían responder a los efectos del traumatismo repetido proveniente de impactos insuficientemente amortiguados, junto con movimientos torsionales acompañados de flexo-extensión del torso, actuando ambos sobre estructuras esqueléticas en formación, en un grupo de sujetos siguiendo dietas restrictivas, y en cualquier caso insuficientes ante el extremo estrés físico y psíquico al que se ven sometidos desde edades tempranas, aunque manifiesten normalidad en un parámetro nutricional básico, como es el IMC, presentando amenorrea primaria sólo el 3,7% de las mujeres, y secundaria de corta duración el 25,9%. Nuevamente, sería necesario confirmar estas sospechas cotejando los hallazgos de la exploración con estudios radiológicos para estimar la estructuración y alcance de las alteraciones observadas, así como la densidad de masa ósea, cumplimentándolos con otro tipo de pruebas diagnósticas capaces de apreciar la calidad del hueso.

Por último, en lo referente a la valoración del aparato locomotor, en el grupo de bailarines estudiado se determinó la presencia de anisomelia de extremidades inferiores. Los



métodos clínicos, al que pertenece el sistema empleado en este trabajo, tradicionalmente son considerados imprecisos, siendo preferidos los radiológicos (Friberg, 1983; Cleveland y cols., 1988), aunque incluso éstos, según Cleveland y cols. (1988), en disimetrías inferiores a 10 mm presentan poca correlación entre sí. Las técnicas radiológicas tienen el inconveniente de ser costosas, dado el equipamiento que requieren, necesitar tiempos mayores para la obtención de los datos, y en el caso de la radiografía o la CT exponer al paciente a radiación (Friberg, 1983; Gurney, 2002). En la revisión realizada por Gurney (2002), los métodos clínicos en algunos estudios muestran unas diferencias medias con los radiológicos de 75 mm, y de 15 mm intrajuez, sin embargo, según el autor, los métodos radiológicos deberían relegarse para situaciones en las cuales la precisión es crítica, mientras que los métodos clínicos tienen una fiabilidad aceptable cuando se trata emplearlos como screening, siendo preferidos sobre todo, cuando puede subyacer una disimetría funcional, derivada de una alteración de la mecánica de extremidades inferiores, y no diferencias en el esqueleto óseo.

Una de las fuentes de error en los métodos clínicos deriva de la dificultad en identificar mediante palpación los puntos óseos (Friberg, 1983), y en ese sentido Cleveland y cols. (1988) indican que la palpación y utilización como referencia de la espina ilíaca anterosuperior, como en el actual estudio, presenta mayor fiabilidad que otros métodos clínicos. Los bailarines de danza española además, tenían un bajo porcentaje de peso graso, lo que hace sospechar que su panículo adiposo sea fino, y por lo tanto se espera que el margen de error en la palpación e identificación de la espina ilíaca anterosuperior sea aún menor.

Otra ventaja del método empleado en este estudio, es que estima la longitud del miembro inferior en conjunto, valorándola en carga, que es la situación efectiva de apoyo bipodal, lo que minimizaría los errores existentes cuando la medición se realiza en descarga, debidos según Friberg (1983), a la alteración de la mecánica de las extremidades inferiores; es decir, el sistema aplicado al grupo estudiado, no sólo identificaría las disimetrías estructuradas, sino también las funcionales. Presenta además una buena fiabilidad test-retest e intrajuez, según lo cual las determinaciones que se realizan no varían en sucesivas estimaciones, al menos cuando estas son realizadas por el mismo investigador, aunque no podamos aseverar si las anisomelias detectadas son estructurales o funcionales. Sin embargo, las diferencias de  $\pm 4$  mm detectadas entre sucesivas mediciones, convierten esta metodología en imprecisa al tratar con bailarines de nivel pre-profesional, ya que en los atletas, diferencias

de longitud de 4 mm, pueden originar desequilibrios biomecánicos (Harvey y Tanner (1991), pudiendo tener síntomas con dismetrías menores que los sujetos sedentarios, de modo que una diferencia de 6,25 mm en atletas, es equiparable a una de 18,75 mm en no atletas (Gurney, 2002). No obstante, para el fin perseguido en este trabajo, que no incluye el tratamiento individualizado de cada sujeto, sino la identificación de factores de riesgo comunes al grupo, la fiabilidad del sistema de estudio se muestra suficiente.

Para Friberg (1983), la anisomelia de extremidades inferiores es tan común, que se puede considerar una variación de la normalidad, afectando según los datos aportados por Gurney (2000) al 40-70% de la población, siendo lo más frecuente que la diferencia entre las extremidades no supere el cm, así, según Rys y Konz (1994), aunque el 50% de la población adulta presenta dismetría mayor de 5 mm, sólo es  $\geq 10$  mm en el 4-16%. En el trabajo de Froh y cols. (1988), la diferencia de longitud oscila entre 0-1 cm en el 75% de los sujetos, mientras que sólo en el 25% es mayor de 10 mm. Por otro lado, se trata de un problema que, según Rys y Konz (1994), suele afectar con mayor frecuencia a las mujeres.

En lo que no parece haber consenso es en cuál suele ser la extremidad más larga, así Rys y Konz (1994) aseguran que suele ser el miembro inferior derecho, mientras Froh y cols. (1988) indican que el 77,5% de los sujetos con dismetría en su muestra tenían más larga la extremidad izquierda, coincidiendo en este hallazgo Friberg (1983), que refiere un predominio de la longitud de miembro inferior izquierdo en el 53% de los casos.

En los bailarines estudiados es más frecuente la discrepancia en la longitud de extremidades inferiores, presente en el 81,3% del grupo, que la similitud entre las mismas (18,7%); sin embargo la dismetría, tal como se define en este trabajo, es decir  $\geq 4$  mm, sólo está presente en el 25% del grupo, siendo más frecuentes las pequeñas diferencias, inferiores a 4 mm, que se observan en el 56,3% de los bailarines, que la dismetría como tal, y dentro de ésta, es más frecuente que no alcance los 10mm, correspondiendo al 62,5% de las dismetrías observadas (15,6% de la muestra), superando los 10 mm sólo el 37,5% de las dismetrías (9,4% de la muestra), sin alcanzar nunca el valor de 1,5 cm. Por otra parte, y en contra de las opiniones de otros autores previamente recogidas, las diferencias de longitud estimadas como dismetría, se reparten al 50% entre ambas extremidades, coincidiendo, no obstante, en que las mujeres parecen ser las más afectadas, hallándose anisomelia en el 29,6% de las bailarinas, mientras que en 3 de los 5 varones de este trabajo no se observa diferencia en la longitud de

miembros inferiores, y en los otros dos la diferencia es de 1 y 2 mm, por lo que no se considera dismetría. Según estos datos, la dismetría de miembros inferiores en los bailarines del grupo estudiado parece ajustarse al patrón seguido por dicha anisomelia en población general.

En los bailarines de danza española se observa una tendencia al incremento de los signos de dolor en la exploración de columna vertebral a medida que aumenta la diferencia de longitud entre extremidades inferiores, de modo que en todos los sujetos sin diferencia de longitud no hay molestias, estando presente en el 62,5% de los que tienen dismetría, y aún con más frecuencia en los que alcanza y supera los 10mm. Respecto a la rodilla, el dolor está presente en el 100% de los sujetos con dismetría, aunque el porcentaje de rodillas dolorosas en la exploración es mayor entre los sujetos sin diferencia de longitud que entre los que ésta no supera los 4mm. Por último, no parece existir relación entre la dismetría de miembros inferiores y el dolor desencadenado en la exploración de tobillo o primera metatarsfalángica.

En la literatura médica revisada se recogen diversos factores que relacionan el efecto mecánico de la dismetría de extremidades con la aparición de lumbalgia, o incluso de alteraciones estructurales de la columna. La dismetría de miembros inferiores causa una transmisión desigual de las fuerzas durante las actividades con carga de peso: la bipedestación, el equilibrio, la marcha y la carrera (Harvey y Tanner, 1991; Gurney, 2002). El cuerpo, en opinión de Gurney (2002), es capaz de compensar dismetrías de hasta 20mm, sobre todo si comienzan en la infancia y no de forma brusca en la edad adulta, y de hecho según Cleveland y cols. (1988), la anisomelia de miembros inferiores es común y a menudo asintomática. Pero una diferencia de longitud de 20 mm, aparentemente pequeña, ya afecta consistentemente a la marcha (Gurney, 2002), dado que el individuo tiene que descender sobre la pierna corta, y saltar sobre la larga, con lo que aumenta el desplazamiento vertical del CDG, la oblicuidad pélvica y la extensión de columna, al tiempo que una de las caderas o de las rodillas se situará en flexión, mientras un pie estará en eversión, y otro en supinación o en equino. Según este autor, durante la carrera se triplica el estrés sufrido por extremidades inferiores, y por lo tanto, se triplican las anomalías biomecánicas, lo cual podría ser aplicable, aunque no podamos saber exactamente en qué proporción, a otros desplazamientos humanos, como es la propia danza, teniendo en cuenta además, que según Harvey y Tanner (1991), los efectos de la discrepancia

de longitud se acentúan cuando el sujeto se mueve rápido, ya que el estrés transmitido se amplifica por la aceleración de la masa corporal (Harvey y Tanner, 1991).

La alteración de la postura, y de las fuerzas que actúan sobre las articulaciones de los miembros inferiores y la columna podría estar detrás de diversos trastornos musculoesqueléticos (Murrell y cols., 1991; Gurney, 2002). Según Lleppilahti y cols. (1988), la anisomelia está presente en el 59% de los sujetos con dolor inespecífico de espalda, y frecuentemente ha sido relacionada con lumbalgia (Cleveland y cols., 1988; Murrell y cols., 1991; Froh y cols., 1988; Gurney, 2002), señalando Friberg (1983) que la disimetría de miembros inferiores superior a 15 mm es 5,32 veces más frecuente en individuos con lumbalgia, y 1,7 veces más frecuente padecerla cuando la disimetría es de más de 5 mm. Según Froh y cols. (1988) existe una asociación entre disimetría, asimetría de columna y lumbalgia, de modo que tanto la propia asimetría de columna, como la disimetría serían causa de esa lumbalgia. La carga asimétrica y repetida, conduce además a la aparición de cambios degenerativos tempranos en espacio intervertebral, facetas articulares y articulaciones sacroilíacas (Gurney, 2002), y la rotación del hueso ilíaco incrementa la tensión sobre ligamentos sacroilíacos, predisponiendo a su distensión crónica.

La disimetría se ha relacionado también con otros problemas de columna como la escoliosis (Murrell y cols., 1991; Gurney, 2002). Según Gurney (2002) la diferente longitud de los miembros inferiores puede causar desnivel en la base del sacro y escoliosis (Gurney, 2002). Para Friberg (1983), el desequilibrio causado por la basculación pélvica en bipedestación, debido a la diferente longitud de las extremidades, se compensa mediante escoliosis funcional, siendo también asimétrica la oscilación de la curvatura lumbar durante la deambulación, lo que somete a esa región a continuas fuerzas asimétricas de flexión y rotación, por todo lo cual, según este autor, la escoliosis funcional a la larga puede derivar en escoliosis estructurada. Sin embargo según Gurney (2002), esa oblicuidad pélvica en plano frontal causada por la disimetría, sólo conduce a escoliosis no estructurada y no progresiva, hallando este autor una pobre correlación entre disimetría de extremidades inferiores y escoliosis lumbar, mientras que para Froh y cols. (1988), los cambios asimétricos de la estructura de columna lumbar, son más frecuentes cuando la disimetría es mayor de 9mm, que cuando es menor de 4mm.

Según los datos aportados por estos autores, la disimetría observada en el 25% de los bailarines, podría ser una de las causas de lumbalgia, y un factor predisponente para el desarrollo de escoliosis, cuyos signos, incluso de escoliosis estructurada, son muy frecuentes en el grupo estudiado.

La disimetría de miembros inferiores se ha asociado también con patología de la rodilla (Murrell y cols., 1991; Gurney, 2002), y de la unidad tobillo-pie, de modo que según Leppilahti y cols. (1998) en el 15% de pacientes con peritendinitis de Aquiles se detectan diferencias superiores a 10 mm. Por otro lado, la diferente longitud en las extremidades inferiores condiciona pronación o supinación de un pie respecto al otro (Hintermann y Nigg, 1998; Gurney, 2002), aunque no se debe olvidar, que un arco plantar interno descendido, puede causar acortamiento funcional de la extremidad inferior ipsilateral (Cibulka, 1999). Como se ha indicado anteriormente, en el grupo estudiado no se observa aparente relación entre los hallazgos de la exploración en tobillo o metatarsofalángica y la presencia o no de disimetría, y los sujetos no presentaban diferencia entre ambos pies en la altura del arco plantar interno en bipedestación normal, o en la inclinación del talón respecto al plano de apoyo, ni antes, ni después de entrenar.

### 6.2.7. Ciclo menstrual

El interés médico en los estudios sobre danza suele centrarse en el aparato locomotor, en relación a la biomecánica de los gestos técnicos, así como en la patología de dicho sistema, siendo otro tema de interés el patrón nutricional y sus alteraciones en este colectivo. Ambos aspectos han sido analizados previamente en este trabajo. El tercer tema alrededor del que se suele centrar la investigación médica de la danza, se refiere a las alteraciones del eje hipotálamo-hipófisis-gonadal de la mujer, que será el que ocupe las siguientes líneas, dedicadas en este caso a las bailarinas de danza española.

En el grupo de bailarinas estudiado, en el momento de la recogida de datos, todas eran postmenárquicas y presentaban ciclos menstruales, es decir ninguna de las mujeres encuestadas padecía en ese momento amenorrea primaria o secundaria. La edad media de menarquia en el grupo es de  $13,3 \pm 1,34$  años, encontrándose dentro de los valores considerados normales en países desarrollados, en los que se sitúa alrededor de los 13 años (Frisch y cols., 1980; To y cols., 1990; Sabatini, 2001), coincidiendo con la edad media de 13,4 años referida por Lewis y cols. (1997) en bailarinas de ballet, y por Massó (1992) en bailarinas españolas, de ballet y contemporáneo,

que es de 13'6 años. Por otro lado, según el estudio comparativo de Warren (1980), las bailarinas de ballet con menstruación normal tienen una edad media de menarquia de 14,3 años, mientras que en las mujeres sedentarias e igualmente eumenorreicas, ésta tiene lugar a los 13,3 años, edad que está más acorde con los resultados obtenidos en las bailarinas de danza española del presente trabajo. Sólo una de las bailarinas de danza española presenta retraso en la menarquia, dándose ésta a los 16 años, por lo tanto, el 3,7% de las bailarinas presenta amenorrea primaria, cuando el porcentaje en bailarinas de ballet (Frisch y cols., 1980), basándose en el mismo criterio que en el presente estudio, asciende al 10% con una edad media de 18'5 años en las 9 bailarinas afectadas.

Según Warren (1980), las chicas inactivas presentan la menarquia a edad más temprana que las activas. Se ha postulado (Frisch y cols., 1980), que por cada año de deporte practicado antes de la menarquia, ésta se retrasa 5 meses, e incluso que el ejercicio extenuante en premenarquia no sólo retrasa su aparición, sino que se asocia a gran riesgo de padecer problemas menstruales en la posmenarquia (Warren, 1980). En este sentido, Valentino y cols. (2001) encuentran correlación ( $r=0,8$ ) entre retraso en la menarquia, y años dedicados a la danza previamente a su instauración, y Dusek (2001) indica que cuando el ejercicio intenso se inicia antes de la menarquia ésta tiene lugar a los 13,8 años, teniendo lugar en caso contrario a los 12,6 años. Massó (1992), sin embargo, no halla relación entre la edad de menarquia, la presencia de alteraciones menstruales y la edad de inicio en la danza o las horas semanales de trabajo, en las bailarinas españolas de ballet y contemporáneo estudiadas por la autora.

En las bailarinas de danza española del presente trabajo, los años practicando danza antes de la edad media teórica de la menarquia en países desarrollados, son  $6,4 \pm 2,7$ , por lo que atendiendo a los datos referidos por Frisch y cols. (1980), las bailarinas estudiadas podrían haber sufrido un retraso medio en la menarquia de 2,6 años, situándose ésta, si no hubiese existido el entrenamiento intensivo de danza, en los 10,7 años, edad de menarquia que evidentemente está por debajo de la esperada, al menos en Europa.

Las bailarinas de danza española encuestadas presentan en el 88,9% una periodicidad menstrual de  $29 \pm 5,4$  días de media y 28 días de moda, por lo que parecen ajustarse al patrón de periodicidad considerado normal, ya que según Rebar (1994), en el 65% de las mujeres, porcentaje menor al hallado en este estudio, los ciclos menstruales duran  $28 \pm 3$  días, oscilando entre 18 y 40 días, cuando en las bailarinas oscilaba entre 20-50 días. Son eumenorreicas la

mayoría de las bailarinas encuestadas, 77,7%, apareciendo oligomenorrea sólo en un caso (3,7%) y polimenorrea en el 7,4%, alteración no descrita hasta la fecha en bailarinas, al menos en la bibliografía médica consultada. La duración promedio de la menstruación,  $5,23 \pm 2,3$ , es normal en el grupo estudiado, ya que en mujeres de población general es de  $5 \pm 2$  días (Rebar, 1994).

Sabatini (2001) indica que en la población general femenina la amenorrea tiene una prevalencia del 2-5%, oscilando en atletas entre el 5% y el 66% según los estudios, lo cual quiere decir, que en función del grupo atlético estudiado, o de los criterios seguidos en la identificación de la amenorrea, el porcentaje de mujeres que la padecen oscila entre un valor poblacional normal, y un valor superior a la media poblacional. Dusek (2001), señala que en su estudio, la prevalencia de amenorrea secundaria es tres veces mayor en las atletas que en el grupo control, al igual que también era mayor la prevalencia de amenorrea primaria. En el estudio comparativo de Kauffman y cols. (2002) el 23,8% de las bailarinas profesionales de ballet tenía amenorrea frente al 4% del grupo control, habiéndola padecido en el pasado el 52% de las bailarinas frente al 14,8% del grupo control. Según Massó (1992), en las bailarinas españolas de clásico y contemporáneo, el 50% había padecido alteraciones menstruales (oligomenorrea, amenorrea, hipomenorrea). Valentino y cols. (2001) encuentra en bailarinas de ballet que el 71,4% tiene oligo-amenorrea, y Lewis y cols (1997) señalan un 11% de oligomenorrea y un 8% de amenorrea, con una duración entre 1 y 5 años. Aunque en el momento de realizar el estudio todas las bailarinas de danza española presentaban menstruación, regular o irregular, el 25,9% referían antecedentes de amenorrea secundaria de 3-6 meses de duración, siendo en un caso de repetición, que junto con el 3,7% que padecía oligomenorrea, suponen unos porcentajes superiores a los referidos en mujeres sedentarias, pero inferiores a los hallados en atletas, incluídas bailarinas de ballet.

Según estos datos, parece que las mujeres practicando danza española a nivel pre-profesional no muestran la alta prevalencia de trastornos de la periodicidad menstrual descrita en otro tipo de bailarinas o deportistas, encontrándose, respecto a muchos de los parámetros estudiados, próximas a los promedios poblacionales. Este hallazgo corrobora la opinión de To y cols. (2000), según quienes la disfunción menstrual es mayor en las bailarinas de ballet que entre las que practican otros tipos de danza.

La disfunción menstrual en deportistas y bailarinas forma parte de la llamada triada de la atleta (Foldes, 1997; Eichner y cols., 1997; Montero y cols., 2002), y como ya se ha indicado previamente en este trabajo, una complicación del hipogonadismo hipogonadotrófico que caracteriza a la amenorrea del deporte, es el hipoestrogenismo y su interferencia en el metabolismo óseo (Warren y cols., 1986; De Souza y Metzger, 1991; Broso y Subrizi, 1996; To y cols., 2000; Rogol, 2000; Valentino y cols., 2001; Warren y cols., 2002), estando las mujeres que lo padecen en una situación de vulnerabilidad respecto a la adquisición de la masa ósea óptima en adolescencia y primeros años de la edad adulta, lo cual podría influir en la correcta formación del esqueleto. Pero el hipoestrogenismo también parece afectar al trofismo de otros tejidos, desencadenando trastornos que ya han sido comentados en este trabajo, tales como la disminución del grosor de la almohadilla grasa y tejidos plantares amortiguantes (Rome y cols., 2002), o problemas que van a ser tratados posteriormente, como es la incontinencia urinaria (Nygaard y cols., 1994; Grosse y Sengler, 2001).

Durante los años 70 del pasado siglo, se dio mucha importancia al porcentaje de peso graso y a la masa corporal en la génesis de la amenorrea (Frisch y cols., 1980), sin embargo estudios posteriores (Loucks y cols., 1984), demostraron que de existir un umbral de peso graso para mantener las menstruaciones, sería  $\leq$  al 10%, siendo grande la variación individual, y no hallándose una relación directa causal entre cantidad de grasa corporal y regularidad menstrual. Hergenroeder y cols. (1991a) encuentran que en el grupo de bailarinas profesionales de ballet estudiado por ellos, no existe diferencia entre las eumenorreicas y las oligo-amenorreicas en cuanto al peso, al porcentaje del mismo sobre el peso ideal, peso magro, peso graso total y porcentaje de peso graso, de modo que según los autores, el porcentaje de peso graso no se puede utilizar en atletas como marcador de las alteraciones menstruales. Similares resultados hallan To y cols. (2000), al no encontrar diferencias en cuanto a la pérdida de peso y de grasa corporal, entre bailarinas que tras un año de entrenamiento de danza permanecen eumenorreicas, y las que sufren trastornos menstruales. Lewis y cols. (1997) por su parte, señalan que todas las bailarinas de ballet estudiadas, eumenorreicas o no, mientras estaban en activo tenían un IMC  $<$  de 19, sin embargo unas tenían problemas menstruales y otras no, estando entre estas últimas una con un IMC de  $15 \text{ kg/m}^2$ . La ausencia de bailarinas de danza española con amenorrea en el momento de realizar este estudio, impide buscar cualquier relación entre esta alteración y parámetros antropométricos, por otra parte, la bailarina que



padece oligomenorrea presenta un IMC de  $18,2 \text{ kg/m}^2$ , con un porcentaje de peso graso de 10,6%, y un porcentaje sobre el peso ideal de -9,13%, habiendo en el grupo estudiado bailarinas eumenorreicas con menores valores que los señalados.

Se ha mencionado también el estrés psicológico, del que no estaban exentas las bailarinas de danza española estudiadas, como causa de disfunción menstrual en bailarinas (Montero y cols., 2002), sin embargo, en estudiantes de música, con metas de carácter similar, no se produce dicho retraso, luego esta no puede ser la única causa, de modo que el estrés artístico de los músicos tiene menor efecto que la suma de estrés artístico y físico en bailarinas (Warren, 1980). To y cols. (2000), mediante el Ofcer Self Image Questionnaire, no encuentran diferencia entre bailarinas eumenorreicas y amenorreicas, por lo que descartan el estrés derivado del entrenamiento como causa de estas anomalías.

Hoy día se cree que la amenorrea inducida por el deporte o el ejercicio físico intenso tiene su origen en una suma de factores (Sabatini, 2001; Montero y cols., 2002): comienzo del entrenamiento intenso a edad temprana, bajo peso, bajo contenido graso corporal, el estrés y la ansiedad que rodean entrenamientos y representaciones, un bajo ingreso de energía y nutrientes, elevado gasto de energía y alteraciones hormonales crónicas. A estos factores hay que añadir, en relación a las características propias de las bailarinas de danza española, la exposición de todo el cuerpo durante mucho tiempo a las vibraciones del zapateado, que incluyen la frecuencia de resonancia de la masa abdominal, y según Bejjani y cols. (1988), podría estar detrás de los trastornos de la regularidad del ciclo menstrual femenino, tal como ocurre con mujeres que durante su actividad laboral se ven sometidas a vibraciones similares.

Un prolongado hipogonadismo, según Warren (1980), favorecería el crecimiento de huesos largos, llevando a proporciones eunucoides (extremidades largas con tronco pequeño), que por otra parte gustan en el ballet, y podríamos añadir en la danza en general, además de que se considera que estas proporciones facilitan el éxito en el deporte, por lo que, según el autor, podría ser un factor de selección para la danza. Desde este punto de vista, este tipo de proporciones, e indirectamente los trastornos que conducen a ellas, serían más que efecto del entrenamiento de danza, el factor de selección para ella, sobre todo en el ballet, prefiriéndose a las bailarinas maduraduras tardías.

La amenorrea inducida por el ejercicio en atletas cursa con ciclos anovulatorios (De Souza y Metzger, 1991), y además, Williams y Speroff (1987) encuentran en atletas

eumenorreicas que un tercio de los ciclos son anovulatorios, y otro tercio tiene una fase lútea corta, es decir, que las anomalías menstruales pueden no ser obvias para la atleta, y sin embargo, estar presentando trastornos con incidencia en la fertilidad, o factores de riesgo para padecer cáncer de mama, e hiperplasia endometrial, proceso premaligno de endometrio. Lo que aún no se sabe, según Williams y Speroff (1987), es si una vez abandonada la danza o el deporte, pueden persistir alteraciones permanentes en los ciclos y la capacidad reproductiva de la mujer.

Suele creerse, según Montero y cols. (2002), que las irregularidades menstruales tienen que ver con un buen nivel de entrenamiento y un óptimo porcentaje de grasa corporal, aunque realmente no sólo acarrearán los problemas mencionados con anterioridad, sino que a largo plazo podrían tener consecuencias como infertilidad o problemas reproductivos, además de afectar a la función inmune e incrementar el riesgo de enfermedades cardiovasculares.

Por último, en lo referente al ciclo menstrual, merece una especial mención el tema de la dismenorrea, ya que afecta al 77% de las bailarinas encuestadas, siendo habitual en el 66,6% de éstas (51,8% de las mujeres), y obligando a consumir analgésicos menores y antiinflamatorios no esteroideos con el fin de aliviar la sintomatología al 55% de las bailarinas: al 92,8% de las que padecen dismenorrea frecuentemente, y al 28,5% de las que la sufren esporádicamente.

La dismenorrea primaria, según Drukker (1994) es considerada un trastorno frecuente, que aparece en adolescencia y tiende a disminuir con la edad y después del embarazo, afectando según Odriozola (1987) al 8-10% de población general femenina.

Para Drukker (1994), entre los sistemas de tratamiento de esta afección está el ejercicio físico regular, y según Dusek (2001) la dismenorrea es dos veces menor entre atletas que entre sedentarias. Sin embargo, y de acuerdo con los resultados del presente estudio, Shade (1983) señala que la dismenorrea primaria es un problema importante en la atleta.

La dismenorrea primaria se asocia a ciclos ovulatorios (Drukker, 1994), lo cual, dada la alta prevalencia de esta alteración en el grupo estudiado estaría, en cierto modo, garantizando la indemnidad del eje hipotálamo-hipofisario-gonadal en estas bailarinas de danza española, de modo que a pesar de una relativamente alta frecuencia de antecedentes de amenorrea secundaria, al menos en el momento del estudio, las bailarinas mayoritariamente presentan ciclos ovulatorios, minimizándose con ello el riesgo de padecer los trastornos a los que conduce el hipestrogenismo, y reseñados previamente.

#### 6.2.8. Sistema genitourinario

Otro sistema que muestra afectación en los sujetos del grupo estudiado es el genitourinario. La mención en la literatura médica a alteraciones de dicho sistema en bailarines es excepcional. Bejjani y cols. (1988) señalan, no obstante, una alta prevalencia de trastornos urogenitales en bailarines de flamenco, sin especificar el tipo, aunque los autores mencionan que en trabajadores igualmente expuestos a vibración de forma crónica, las mujeres sufren desplazamiento de órganos genitales y vejiga, y los varones nefrosis, torsión del uréter, alta frecuencia de prostatitis, y de enfermedades del tracto urinario.

En el presente estudio los trastornos genitourinarios que refieren los sujetos indican una elevada prevalencia a lo largo de la vida, alcanzando el 50% en el grupo, e incluyendo la infección genitourinaria y la incontinencia urinaria.

Refieren sintomatología compatible con infección genitourinaria a lo largo de la vida el 15,6% de los encuestados, siendo en el último año del 12,5%, porcentaje que duplica al de enfermedades genitourinarias en la población general española adulta, que según la Encuesta Nacional de Salud (Ministerio de Sanidad y Consumo, 1999) era del 6,1% en los doce meses anteriores a la realización de la misma. Según Cutler (1994), la infección bacteriana de las vías urinarias inferiores es una patología común, y aún más en las mujeres, en las cuales en la adolescencia presenta una prevalencia del 5%, siendo entre los 20 y los 50 años unas 50 veces más frecuente en ellas que en los varones. Esta proporción no llega a alcanzarse en el grupo de bailarines estudiado, en el cual, aun refiriendo las mujeres mayor número de episodios compatibles con infección urinaria, la razón es 3/1, inferior por otra parte a la razón mujeres/hombres en el grupo, que era 4,5/1. Se han visto afectados por infección urinaria en función de los resultados de la encuesta, el 11,1% de las bailarinas y el 20% de los bailarines aunque sólo en el caso de una mujer (3,7% de las mujeres) ha sido de forma repetida. En una mujer, la sintomatología referida es compatible con vulvovaginitis, representando el 3,7% de las mujeres. Los resultados de este estudio, apuntan hacia una afectación del tracto genitourinario inferior por procesos infecciosos, mayor en el grupo estudiado que en población general, con tendencia a igualarse en este aspecto mujeres y hombres; no obstante, como en situaciones anteriores en este trabajo, el escaso número de varones, no sólo dificulta la comparación entre sexos, sino que limita las conclusiones extraíbles de los resultados respecto a los propios bailarines varones.

El otro síntoma recogido en este estudio, y relacionado con el sistema genitourinario, es la incontinencia urinaria. Entendida desde el punto de vista médico como la presencia de pérdidas urinarias involuntarias, afecta al 43,7% del grupo estudiado. Descartando a los bailarines en los que se han producido pérdidas de orina exclusivamente al reírse a carcajadas, que son cuatro mujeres y un varón, quedan 9 sujetos, correspondiendo al 28,1% del grupo y todos ellos mujeres nulíparas y nuligestas, que a su vez suponen el 33,3% de las mujeres, y representan un porcentaje inferior al referido por Grosse y Sengler (2001) en un grupo de mujeres con una edad media de 20,4 (18-27) años, en el cual la prevalencia de incontinencia según la definición estrictamente médica, y excluida la relacionada con la risa a carcajadas, era del 47,4%.

Según Nygaard y cols. (1996), la incontinencia urinaria en las mujeres oscila entre un 15% y un 30%, señalando Bø y Borgen (2001), un mayor margen de prevalencia, ya que según estos autores, en mujeres entre 15-64 años es del 10-56%. En cuanto a la incontinencia de esfuerzo en las mujeres, indican Bø y cols. (1989a) una frecuencia del 8,2-40%. Van der Vaart y cols. (2002), encuentran en mujeres de 34,2±3,2 (20-45) años, que la forma más frecuente de incontinencia es la de estrés (39%), seguida de la urgencia miccional (15%), y de la debida a vejiga inestable (12%).

El tipo de encuesta realizado en el presente estudio (preguntas 34-44 del Anexo 1), se orienta esencialmente hacia la incontinencia de esfuerzo, sin embargo en la pregunta 39 se inquiriere sobre la presencia de incontinencia por inestabilidad vesical, lo que nos permite conocer que salvo una bailarina que presenta incontinencia mixta, y supone el 3,1% de la muestra y 7,1% de las incontinencias, el resto de los sujetos padece incontinencia de esfuerzo, correspondiendo al 92,8% del grupo con incontinencia. Bø y Borgen (2001), encuentran en atletas una prevalencia de urgencia miccional del 16%, no siendo referido ese tipo de incontinencia en el grupo de bailarines de danza española.

Según estos datos, en el grupo de mujeres, jóvenes y activas, estudiado en este trabajo, los porcentajes de incontinencia urinaria, desde el punto de vista médico, se encuentran dentro de los márgenes señalados por otros autores para la mujer en general, aunque el tipo de incontinencia sufrido mayoritariamente es la de esfuerzo, combinada sólo en un caso puntual, con inestabilidad vesical.

Ajustándose a la definición de incontinencia urinaria propuesta por la ICS, que introduce el concepto de problema social, la prevalencia desciende, quedando reducida en el grupo de bailarines de danza española al 3,1% del grupo, 3,7% de las mujeres, y 7,7% de las mujeres con incontinencia. Este descenso de la prevalencia al atenerse a los criterios de la ICS, es mencionado por Bø y cols. (1989a), encontrando Bø y Borgen (2001) un 29% de mujeres con incontinencia urinaria según criterios médicos, que se convierte en un 15% ateniéndose a la definición de incontinencia de la ICS. Igualmente, Grosse y Sengler (2001) señalan que de un total de 260 mujeres incontinentes, sólo el 6,9% se ajustaban a los criterios de la ICS, al verse afectadas por el problema psicológica y socialmente. Por lo tanto, y atendiendo a la definición de incontinencia urinaria propuesta por la ICS, nuevamente el grupo de bailarinas estudiado presenta una prevalencia que se sitúa dentro de los márgenes reflejados por otros autores.

Evidentemente, si se quiere obtener un diagnóstico exacto de la presencia de incontinencia y su tipificación correcta, habría que recurrir a una anamnesis más amplia, a la exploración física y al empleo de pruebas diagnósticas (urocultivo, uretrocistoscopia, urografía intravenosa, uretrocistografía retrógrada y miccional, ecografía, y exploraciones urodinámicas), que van más allá de la mera encuesta, y por otra parte del propio diseño del presente trabajo de investigación. Por otro lado, Van der Vaart y cols. (2002) señalan que los estudios urodinámicos (flujometría, uretrocistomanometría y esfinterometría) y el *pad test*, se correlacionan moderadamente con los síntomas y las consecuencias psicosociales de la incontinencia urinaria, por lo que según estos autores, un diagnóstico objetivo de la incontinencia no es necesario cuando se realizan estudios epidemiológicos.

En cuanto a la edad de inicio de los episodios en el grupo estudiado, parece ser la adolescencia y primeros años de la juventud, una época, por otra parte, en la que típicamente se manifiesta esta sintomatología (Bø y cols., 1989b), además de tras el parto y en la menopausia (Bø y cols., 1989b; Grosse y Sengler, 2001).

Tradicionalmente, este trastorno en la mujer se relacionaba con los partos, la vejez y la menopausia; en los últimos años ha visto ampliado su perfil a la mujer joven, nulípara, físicamente activa y por lo demás saludable (Amostegui, 1999), refiriendo Grosse y Sengler (2001) en este tipo de mujeres una prevalencia entre el 17% y el 57%, donde se incluyen los resultados de las investigaciones realizadas por los propios autores, Nygaard y cols. (1990),

por su parte señalan una prevalencia del 14% en mujeres nulíparas haciendo ejercicio recreacional, lo que equivalía en su estudio, a una afectación de 1 de cada 7 mujeres nulíparas.

La incontinencia urinaria en mujeres físicamente activas presenta una prevalencia del 22,6-54% (Nygaard y cols.,1990; Nygaard y cols.1994; Nygaard y cols., 1996; Grosse y Sengler, 2001), encontrándose las bailarinas estudiadas, por lo tanto, dentro de los márgenes señalados para este grupo de mujeres, nulíparas o no, ya que en ellas la presencia de incontinencia urinaria, sea cual fuere el factor desencadenante, alcanza una prevalencia del 48,1%. Para Nygaard y cols. (1990), la incontinencia urinaria en relación a la actividad deportiva es rara, siendo más frecuente la incontinencia de esfuerzo durante actividades cotidianas que durante el ejercicio físico, ya que según los resultados de su investigación, sólo en el 0,34% de las mujeres con incontinencia de esfuerzo, ésta se desencadena de forma exclusiva con el ejercicio. La frecuencia del ejercicio, la duración de cada sesión o el tiempo que llevan practicándolo las mujeres, no guarda relación con la prevalencia de incontinencia durante su práctica. Un estudio posterior (Nygaard y cols., 1996) viene a confirmar la opinión de los autores, encontrando que el 21% de las mujeres sufría incontinencia de esfuerzo sólo durante su vida normal, el 7% sólo durante el deporte y el 49,3% durante el deporte y la vida normal; aún así los autores entienden que las atletas sufren incontinencia urinaria asociada al deporte. Por su parte, Grosse y Sengler (2001) encuentran en mujeres realizando gimnasia de mantenimiento, que el 22,6% sufría incontinencia sólo en relación a la gimnasia. Según Bø y Borgen (2001), la incontinencia de esfuerzo presenta una prevalencia similar en atletas y no atletas, ahora bien, cuando se estima el porcentaje de mujeres con incontinencia de esfuerzo en relación al deporte, la diferencia sí es significativa, afectando al 29% de las atletas y al 22% del grupo control. En las bailarinas de danza española los porcentajes correspondientes serían 30,7% en actividades cotidianas, 38,5% sólo durante la danza y 30,7% en ambas situaciones, es decir, lo menos frecuente es que las bailarinas con incontinencia urinaria de esfuerzo, la padezcan de forma exclusiva en cualquier situación de su vida distinta de bailar. Por lo tanto, aún siendo diferente la prevalencia de incontinencia de esfuerzo, en relación al ejercicio físico, en las bailarinas estudiadas respecto a la mencionada en los estudios revisados, la incontinencia de esfuerzo desencadenada exclusivamente por actividades físicas regladas, es una entidad que se manifiesta en un porcentaje no desdeñable de mujeres, probablemente mayor cuando las mujeres entrenan seriamente. Por otra parte, los porcentajes de incontinencia

de esfuerzo obtenidos en bailarinas de danza española en relación a la práctica de la danza resultan elevados, ya que en el 38,5% de las mujeres con incontinencia, las pérdidas involuntarias de orina se producen exclusivamente al bailar, siendo por lo tanto el ejercicio físico inherente a la danza el desencadenante de los episodios de incontinencia urinaria de esfuerzo en la mayoría de las bailarinas, que por otra parte son mujeres con una edad media de 18,5 años, nuligestas y nulíparas. La danza actúa como desencadenante único de los episodios en 1 de cada 5 bailarinas estudiadas, y 1 de cada 3 con incontinencia.

Como esfuerzos cotidianos que prioritariamente son capaces de desencadenar pérdidas urinarias involuntarias, se encuentran según Bø y cols. (1989a), Bø (1994) y Nygaard y cols. (1990; 1994), toser, estornudar, coger peso, correr, y saltar con pies juntos o separados. Bø y Borgen (2001) encuentran que en deportistas, las pérdidas de orina se producen prioritariamente al hacer deporte, seguido por toser, estornudar o reír, y con menor frecuencia durante movimientos bruscos y levantar peso, sin embargo en las mujeres sedentarias predominan al toser, estornudar o reír, seguido del ejercicio físico, y por último con movimientos bruscos o al coger grandes pesos. Entre los bailarines de danza española, incluido el varón, los esfuerzos distintos a la danza que provocan pérdidas urinarias, son predominantemente reír (66%), seguido de estornudar (33,3%), presentando una periodicidad esporádica en el 63,6% de los 9 sujetos afectados, y mayor frecuencia en el 36,4%; pero en ningún caso los episodios fueron únicos u ocurrían siempre. Refiriéndonos a todo el grupo de mujeres con incontinencia urinaria, excluido el varón, el orden de frecuencias del tipo de esfuerzos que desencadenan incontinencia urinaria, es similar al hallado en mujeres deportistas por Bø y Borgen (2001), predominando las pérdidas durante la danza (69,2%), seguido de estornudar (38,46%) y reír (23%), aunque al contrario de lo señalado por estos autores, ninguna bailarina del presente trabajo sufre incontinencia de esfuerzo al coger pesos o cambiar de postura.

Las actividades que resultan más problemáticas, para las mujeres que padecen incontinencia urinaria de estrés, son las actividades sociales o en grupo que incluyen bailar y saltar (Bø y cols., 1989b; Bø, 1994), por ello, practicar deporte o danza puede resultar lo más conflictivo para las mujeres con este tipo de incontinencia, y de hecho, según Bø (1994), el 40% de estas mujeres tiene problemas para participar en ambos tipos de actividades, y como se señalaba en la Introducción de este trabajo, en el 20% de mujeres que hacen ejercicio

recreacional, es motivo de abandono (Nygaard y cols., 1996). Respecto a las distintas actividades deportivas, Bø y Borgen (2001) encuentran que, aún no siendo significativas las diferencias, la incontinencia urinaria de esfuerzo es más frecuente (52%) en deportes estéticos, como danza deportiva, patinaje artístico, aeróbic y gimnasia, que en deportes considerados técnicos o clasificados por peso (37,5%).

Dentro de la propia actividad deportiva, Nygaard y cols. (1994) encuentran, tras excluir a aquellas deportistas en quienes las pérdidas involuntarias de orina se producen raramente o han tenido lugar sólo una vez, que en el 16% restante se producen durante el entrenamiento, y en un 14% durante la competición. Respecto a las bailarinas de danza española estudiadas, en la mayoría (55,5%) tienen lugar durante la clase, es decir, mientras entrenan, en otro 22,2% durante las representaciones, y en el 22,2% restante indistintamente. El hecho de que en la mayoría de las bailarinas se produzcan los derrames urinarios en relación al entrenamiento, descarta que mayoritariamente se trate de una incontinencia por inestabilidad vesical, en relación a la situación de estrés que acompaña, por ejemplo, a exámenes y representaciones.

En cuanto a la frecuencia de los episodios de incontinencia urinaria en mujeres físicamente activas, Grosse y Sengler (2001) señalan que sólo en el 1,2% de mujeres deportistas, jóvenes, y nulíparas, la incontinencia urinaria es un hecho habitual, mientras que Bø y Borgen (2001) encuentran, en atletas nulíparas, que en ningún caso las pérdidas urinarias se producen siempre o a menudo. En el grupo de bailarinas estudiado, en aquellas 9 en que los episodios ocurren durante la danza, sólo en 1 caso, lo que corresponde al 11,1 % de este grupo, 7,7% de las mujeres con incontinencia y 3,7% de las mujeres encuestadas, la periodicidad es semanal, en el resto de estas mujeres (88,9%) es esporádico, transcurriendo más de un mes entre episodios, datos que concuerdan con los señalados por los autores citados.

En el 77% de las bailarinas de danza española con incontinencia urinaria, las pérdidas tienen lugar durante los saltos, tanto en el momento de la impulsión como en el de la recepción, incluyendo los grandes saltos. En el 22% se producen durante los equilibrios. Tanto los saltos, como los equilibrios, son actividades características del ballet, ya que como se indicó en la Introducción de este trabajo, en flamenco no existen, aunque también puedan verse ambos en clásico español (Figuras 13 y 15, p. 54), y los saltos en el folclore o la escuela bolera. Estos datos parecen indicar que la incontinencia de esfuerzo se asocia preferentemente con gestos propios del ballet clásico, dándose selectivamente durante este tipo de danza en el



55,5% de las bailarinas con incontinencia en relación a la danza, mientras que en el resto, se da indistintamente en todos los tipos de danza practicados, incluido el ballet. Otro gesto con el que se relacionan los episodios de incontinencia de esfuerzo en las bailarinas estudiadas, es el zapateado de alta intensidad; éste sí es propio del flamenco y del clásico español, refiriendo episodios en relación a esta violenta actividad el 22% de las mujeres con incontinencia en relación a la danza.

La incontinencia urinaria es una condición que no pone en peligro la salud, residiendo su importancia en la repercusión social (Grosse y Sengler, 2001). Aunque no sea una amenaza para la vida, sí afecta a su calidad, al incidir en la autoestima y restringir la participación en actividades sociales (Bø y Borgen, 2001). El carácter opresivo del trastorno determina, que aún siendo común, se mantenga oculto (Nygaard y cols., 1990), de modo que espontáneamente las mujeres son poco propensas a hablar de su incontinencia urinaria; así, el resultado de todas las encuestas, indica que al menos el 70% de las mujeres que sufre diferentes trastornos miccionales, no ha hablado jamás del problema con su médico (Grosse y Sengler, 2001). Para Wallace (1994), la negación de la incontinencia es lo habitual, por lo que la mujer suele tardar en solicitar consejo unos 7-9 años desde la aparición de la misma. En el estudio realizado por Van der Vaart (2002) a pesar de que las mujeres con incontinencia estaban molestas y preocupadas por el deterioro de su calidad de vida, sólo una minoría había solicitado consejo médico, oscilando entre un 8,8% y un 12,7% de las afectadas, según el tipo de incontinencia. Para Tricás y cols. (2001), en la sociedad española actual, la incontinencia urinaria es igualmente un tema tabú, y como tal, se tiende a ocultar.

Esa connotación social, determina que exista poca relación entre la importancia de las fugas urinarias o su frecuencia, y la percepción que de ellas hace la mujer, o en su caso el varón, ya que para Grosse y Sengler (2001), el efecto más negativo sobre la calidad de vida tiene que ver con el mero hecho de ser incontinente. La vejiga urinaria es un órgano regulado por el comportamiento humano, y controlado por el hombre para su comodidad y el desarrollo de la vida en sociedad, por ello la aceptación de las fugas incontroladas de orina va a depender de factores como la cultura, edad o grado de actividad del sujeto. Así estos autores consideran que, dependiendo de la persona, una misma pérdida será infravalorada por ser considerada banal, y ni siquiera digna de mención, o condicionará un sufrimiento psicológico tal, que precisamente impida su mención.

La discapacidad que produce la incontinencia urinaria también depende del tipo del que se trate. Según los datos recogidos por Van der Vaart (2002) en mujeres con este problema, la forma más incapacitante es la incontinencia por inestabilidad vesical, ya que impide desplazarse de las inmediaciones de un servicio; le sigue la urgencia miccional, en este caso por vergüenza; por último la incontinencia de estrés, que no afecta significativamente a la calidad de vida.

La incontinencia de esfuerzo pura, mínima o moderada, se caracteriza por fugas poco importantes, ocasionales y sincrónicas con esfuerzos importantes; cuando se usan protecciones realmente es con carácter preventivo, más que por necesidad (Grosse y Sengler, 2001). En este sentido indican Bø y Borgen (2001), que el 35% de las mujeres con incontinencia de estrés, tanto deportistas como sedentarias, refiere que las pérdidas consisten en pequeñas cantidades de gotas, y en opinión de Nygaard y cols. (1994), respecto a las atletas encuestadas por ellos, el problema de la incontinencia de esfuerzo no debía ser muy invalidante, ya que ninguna llegó a interrumpir su carrera deportiva por ese motivo. No obstante, en atletas de élite puede afectar al desempeño (Bø y Borgen, 2001), al interferir en la concentración, involucrando, sobre todo, a actividades en las que se usa poca ropa y ajustada, como puede ser la danza.

En el presente estudio, una mujer con incontinencia en relación a la danza y a esfuerzos cotidianos, lo que supone un 7,7% del grupo con incontinencia, reconoce que para ella es un problema, aunque no ha cambiado de hábitos por ese motivo, ni consultado con nadie. La incontinencia de esfuerzo ha motivado un cambio de hábitos, como es el uso de protección cuando se preveen las pérdidas, y/o ha llevado a consultar el problema con alguien, al 28,6% de los sujetos con incontinencia. Sólo una bailarina ha consultado con el médico, es decir que para el 7,7% de las mujeres con incontinencia ésta ha sido motivo de consulta médica, porcentaje próximo al 8,8% señalado en su muestra por Van der Vaart (2002). De este modo, en el 18,5% de las bailarinas encuestadas, que equivale al 38,5% de las que padecen incontinencia de esfuerzo, ésta no es considerada motivo suficiente para el abandono de la danza, a pesar de que los derrames se producen en relación a ella, y aun causando un cierto desasosiego, manifestado claramente por una de ellas, y que ha obligado cambiar de hábitos o consultar a las otras cuatro.

Según Grosse y Sengler (2001), la causa esencial de la incontinencia urinaria verdadera, sea del tipo que sea, es la ruptura del equilibrio vésico-esfinteriano, que se produce

cuando las fuerzas de expulsión superan a las fuerzas de retención. El sistema de retención activo está representado por la presión uretral, y la actividad tónica de los esfínteres liso y estriado, que consiguen una presión intrauretral de 110 menos la edad  $\pm$  20 cm de H<sub>2</sub>O; la retención pasiva viene determinada por la resistencia uretral al flujo de la orina, que depende de la propia posición y configuración del cuello vesical, y de su estado trófico y vascularización, ésta última es a su vez hormonodependiente. Las fuerzas de expulsión, según estos autores, son la contracción vesical, gracias a la acción del músculo detrúsor, que genera una presión intravesical de 30-60 cm de H<sub>2</sub>O, y se acompaña de relajación esfinteriana, y la hiperpresión abdominal, capaz de generar presiones de 100-200 cm de H<sub>2</sub>O, que sólo pueden ser contrarrestadas por la acción refleja de los músculos del suelo de la pelvis.

El diafragma pélvico está constituido esencialmente por la aponeurosis perineal y tres planos musculares (Rouvière y Delmas, 1999). La aponeurosis perineal emite expansiones hacia la uretra, y en el plano profundo muscular se encuentran los músculos elevadores del ano, primordiales en el control del equilibrio vésico-esfinteriano (Grosse y Sengler, 2001), ya que al contraerse, actúan como un segundo esfínter periuretral estriado, al tiempo que traccionan hacia arriba y delante de la uretra proximal y del cuello vesical, que de este modo se ven comprimidos contra la sínfisis del púbis, quedando además el cuello situado dentro de la cavidad abdominal, que es una zona de hiperpresión. De Souza y cols. (2002) encuentran mediante RNM, al comparar la fascia perineal en mujeres con genuina incontinencia de estrés y mujeres continentes, que es más delgada en las primeras, existiendo una asociación significativa entre la longitud de la uretra relacionada con la fascia paravaginal y la presencia de continencia urinaria, de modo que las pacientes incontinentes tienen poca porción de la uretra en contacto con dicha fascia, al tiempo que en ellas, en posición supina, más del 40% de la longitud uretral se sitúa por debajo del pubis.

La zona de mayor debilidad del diafragma pélvico corresponde, precisamente, a la hendidura urogenital (Grosse y Sengler, 2001), situada en línea media del periné, en el triángulo anterior (Rouvière y Delmas, 1999). Según Grosse y Sengler (2001) tanto la acción de la gravedad sobre las vísceras pélvicas, como la hiperpresión abdominal generada por el esfuerzo, constituyen una fuerza vertical dirigida, de arriba a abajo, hacia el hiato urogenital; si los elevadores del ano no se contraen simultáneamente a la aparición de la hiperpresión abdominal, la fuerza vertical no puede ser desviada hacia la región sacrocoxígea, más

resistente, al tiempo que la uretra y el cuello vesical no son traccionados hacia la sínfisis del pubis. Por lo tanto, durante esfuerzos que generen hiperpresión abdominal, la contracción de los elevadores del ano es el único medio activo que protege al sistema pasivo de suspensión del suelo del periné (fascias y ligamentos). Además, gracias al tercer reflejo miccional o perineo-detrusoriano inhibitorio, que consiste en la inhibición de la capacidad contráctil del detrútor al contraerse la musculatura perineal (Grosse y Sengler, 2001), la contracción de ésta, no sólo mejora el tono esfinteriano, sino que inhibe al propio detrútor.

El papel de contención y sostén de las vísceras pélvicas, ejercido por el suelo de la pelvis, determina que la lesión de cualquiera de los elementos que lo constituyen pueda ocasionar incontinencia urinaria. Entre los factores a los que tradicionalmente se atribuía el deterioro del sistema esfinteriano vesical estaban los partos, la edad avanzada y la posmenopausia (Nygaard y cols., 1994), sin embargo, la presencia del problema en mujeres jóvenes y nulíparas, descarta que estos sean los únicos factores desencadenantes (Nygaard y cols., 1990).

Además de la agresión directa que supone para el suelo pélvico femenino el embarazo y el parto, su deterioro se ha atribuido también a factores microestructurales y funcionales. La fascia perivaginal, está compuesta de tejido conjuntivo y plexos venosos (De Souza y cols., 2002), pudiendo verse afectada por la edad y el estado hormonal de la mujer. Los bajos niveles de estrógenos que acompañan a la amenorrea, reducen la elasticidad del colágeno, por lo que se ha hipotetizado sobre la relación de la incontinencia urinaria y el hipoestrogenismo (Bø y col., 1989a), sin embargo, los estudios realizados no demuestran esta relación, así según Nygaard y cols.(1994), la incontinencia urinaria en deportistas jóvenes no se asocia con regularidad menstrual o medicación hormonal, y Bø y Borgen (2001) en atletas, no encuentran relación entre la presencia de incontinencia de estrés y la de amenorrea o ciclos irregulares. Por su parte, Samsioe y cols. (1999) señalan que no hay diferencia en la incontinencia entre mujeres premenopáusicas y posmenopáusicas, considerando que el origen del problema es complejo, y que la situación hormonal juega un papel menor. En el momento de realizar el presente estudio, todas las mujeres encuestadas eran eumenorreicas, con la sospecha, tal como se ha indicado anteriormente, de presentar ciclos ovulatorios de forma mayoritaria; la presencia de amenorrea con anterioridad a este estudio, en todos los casos secundaria, se limitaba al 38,4% de las bailarinas con incontinencia urinaria.

Otra posible causa de deterioro precoz o insuficiencia de la aponeurosis perineal, sería la alteración en la concentración del colágeno, que justificaría, según Nygaard y cols. (1994) la alta prevalencia de incontinencia observada en gimnastas hipermóviles. Según refiere Amostegui (1999) se ha observado en mujeres incontinentes una reducción del colágeno en su tejido conjuntivo, así como frecuentemente signos de hiperlaxitud.

Por otra parte, Bø y Borgen (2001) aplicando el Eating Disorder Inventory (EDI) y los criterios para anorexia nerviosa, bulimia y desórdenes alimentarios presentes en el DSM-IV encuentran que la frecuencia de incontinencia urinaria de esfuerzo es significativamente mayor en las atletas con alteraciones nutricionales. La comprobación de esta asociación en bailarinas requeriría profundizar en esta línea de investigación, ya que el porcentaje de mujeres con incontinencia urinaria y problemas dietéticos es del 38,4%, luego aunque fuera un factor causal, deben coexistir otros.

Otro factor a descartar como causante de episodios de incontinencia es la infección del tracto urinario inferior, pero esta alteración provoca incontinencia por inestabilidad vesical (Grosse y Sengler, 2001), mientras que en el presente estudio, sólo 2 de los sujetos con antecedentes de infección genitourinaria refieren padecer incontinencia, y en ambos casos de esfuerzo.

Hasta ahora se han comentado los factores que pueden alterar el equilibrio véscico-esfinteriano afectando al sistema de retención. A partir de ahora, describiremos qué factores, en el grupo de bailarines estudiado, puede determinar un incremento de las fuerzas de expulsión, hasta el punto de conducir a la aparición de incontinencia urinaria de esfuerzo.

La hiperpresión abdominal es, según Grosse y Sengler (2001), la fuerza de expulsión prioritaria, de modo que la hiperpresión intrabdominal, incluso moderada, que tiene lugar durante la actividad deportiva, puede ser un disparador de la incontinencia. El esfuerzo deportivo, la tos, cargar peso, etc., pueden provocar en el interior del compartimento abdominal aumentos de presión que superan los 200 cm H<sub>2</sub>O. La incontinencia, tal como se ha indicado, aparece cuando las fuerzas de expulsión superan a las de retención, por lo tanto para contrarrestar estas hiperpresiones, y resistir la constante y repetida desaceleración de las vísceras abdominales contra el suelo de la pelvis, que tiene lugar durante saltos repetidos y carreras, los músculos del diafragma pélvico tienen que contraerse fuerte y rápidamente. Las actividades que típicamente son referidas en relación a pérdidas urinarias durante el esfuerzo,

se caracterizan por provocar un aumento brusco de la presión abdominal (Nygaard y cols., 1994), y este incremento repetido de la presión intrabdominal, de forma crónica, puede debilitar la musculatura del suelo de la pelvis, deteriorando su función esfinteriana y de soporte (Amostegui, 1999). Al zapatear, se produce una percusión rítmica y rápida, que puede llegar a ser violenta, durante la cual cabe esperar la existencia de un impacto repetido de las vísceras abdominales contra el diafragma pélvico, y de hecho en el presente estudio, los episodios de incontinencia de esfuerzo relacionados directamente con la danza española se producen sólo durante el zapateado fuerte. Bø y Borgen (2001) consideran que no es posible determinar si las actividades de alto impacto dañan el tejido conectivo o muscular del suelo de la pelvis (Bø y Borgen, 2001), pero la participación regular en este tipo de actividades durante la juventud, no parece predisponer a padecer incontinencia urinaria en la vida posterior. Quizá el ejercicio extremo simplemente desenmascara una condición de desequilibrio vésico-esfinteriano que de otro modo pasaría desapercibida, al igual que, según Grosse y Sengler (2001), ocurre respecto al embarazo y alumbramiento.

En la danza se adoptan posturas que además, dificultan la acción normal del diafragma pélvico. Según Amostegui (1999), la anteversión pélvica y la hiperlordosis lumbar determinan que el peso de las vísceras abdominales proyecte hacia el canal urogenital, en vez de hacia la región sacrococcígea, como en condiciones normales. En el presente estudio se observa hiperlordosis lumbar en bipedestación con el sujeto descalzo en un 37,5% de los sujetos, sufriendo incontinencia urinaria el 33,3% de éstos. Con el uso del calzado de tacón, tal como se ha comentado, se produce una disminución de la anteversión pélvica, y de hecho sólo en un 22,2% de las mujeres que sufren incontinencia de esfuerzo durante el baile, ésta se produce en clara relación con las danzas de zapato, coincidiendo con el zapateado fuerte, momento en el que pueden incidir otros factores como líneas arriba se ha señalado; sin embargo, la mayoría de los episodios de incontinencia tenían lugar durante actividades propias del ballet, como los saltos, por causas similares a las del zapateado violento, y los equilibrios, que aparentemente son situaciones estáticas, no obstante, suelen realizarse con separación entre las extremidades inferiores, y muchas veces en posiciones acompañadas de anteversión pélvica e hiperlordosis lumbar (Figura 10, p. 41).

Según los resultados del trabajo de Nygaard y cols. (1996), las fuerzas que se transmiten desde el pie, en sentido proximal, pueden contribuir a la incontinencia urinaria, por

lo que la capacidad amortiguante de extremidades inferiores, que determinaría la cantidad de fuerza de impacto que llega al suelo de la pelvis debiendo ser absorbida a ese nivel, actuaría como factor etiológico potencial. En este sentido, Bejjani y cols. (1988) señalan que la alta prevalencia de trastornos urogenitales observable en bailarines de flamenco, es debida a la vibración que sufre todo el cuerpo, y que presenta una frecuencia de resonancia similar a la de la masa abdominal.

Para Nygaard y cols. (1996), una mayor flexibilidad del arco plantar originaría una mayor disipación de energía por debajo del suelo pélvico, lo que disminuiría el riesgo de padecer incontinencia urinaria. Los resultados del presente estudio indican, sin embargo, que a mayor flexibilidad del arco plantar en condiciones basales y tras entrenar, mayor es la asociación a incontinencia urinaria de estrés, siendo más fuerte esta relación entre las bailarinas que padecen las pérdidas urinarias solamente al bailar. Con anterioridad en este trabajo, se expresaron las dudas sobre la validez de los criterios empleados por Nygaard y cols. (1996) en la clasificación de un pie como adecuadamente flexible a partir del porcentaje de variación de la altura del arco plantar interno, entre bipedestación normal y dorsiflexión máxima de tobillo con pie en carga. Según el criterio empleado por estos autores, el pie izquierdo de las bailarinas con incontinencia urinaria de estrés, se mostraría adecuadamente flexible, y sin embargo ese alto grado de flexibilidad se asocia significativamente a la presencia de incontinencia urinaria. Un exceso de flexibilidad del arco plantar interno, al menos en el grupo estudiado, en vez de tener un papel en la amortiguación de los impactos, parece dejar expuesto al suelo de la pelvis a un mayor estrés, que facilitaría la aparición del desequilibrio vésico-esfinteriano. Este hallazgo podría indicar que los pies hiperlaxos ciertamente son peores amortiguadores de impactos que los pies con una flexibilidad moderada, dato que concuerda con la opinión de Nygaard y cols. (1994) y Amostegui (1999), señalada con anterioridad, según quienes la incontinencia urinaria muestra una mayor prevalencia entre sujetos hipermóviles. Podría significar también, que al menos entre los bailarines, el no descenso del arco plantar interno durante el demiplié, es signo de fortaleza de la musculatura intrínseca y extrínseca del pie, y de resistencia a la sobrecarga de las estructuras cápsuloligamentosas, y por lo tanto de capacidad disipadora de fuerzas. En este estudio, quedaría por dilucidar si el origen del excesivo descenso del arco plantar interno se debe a un fracaso intrínseco de las estructuras plantares músculoligamentosas, o a la

insuficiencia del primer radio, que convierte a dicho arco en laxo e incompetente en la absorción de impactos.

A pesar de no coincidir con los criterios empleados por Nygaard y cols. (1996) en la interpretación de los resultados del test de flexibilidad plantar, este sencillo sistema antropométrico, parece un buen método para predecir qué sujetos están en riesgo de padecer desequilibrios vésico-esfinterianos. En el grupo de bailarinas con incontinencia urinaria asociada a otras actividades distintas de bailar, la flexibilidad del arco interno explica moderadamente la presencia de incontinencia, mientras que en el grupo que padece incontinencia de esfuerzo en relación a la danza, la flexibilidad muestra una asociación alta con la incontinencia urinaria, es decir, el test de flexibilidad plantar, muestra una mayor sensibilidad en la detección de sujetos con riesgo de padecer incontinencia urinaria desencadenada por el esfuerzo físico reglado. Por otra parte, el fotopodograma, al menos aplicando la metodología y clasificación empleada en este trabajo, no resulta válido en este sentido.

Nuevamente, como en otros aspectos de este trabajo, el comportamiento de ambos pies es diferente, así la flexibilidad del arco plantar interno de pie izquierdo presenta una asociación fuerte a incontinencia urinaria en condiciones basales, y en el derecho esta asociación se da tras entrenar.

Ante la presencia de una prevalencia de incontinencia de esfuerzo que alcanza el 48,1% en un grupo de mujeres jóvenes, con altas expectativas profesionales, y dedicadas a un ejercicio físico de carácter percusivo, el cual, precisamente, es el desencadenante de los episodios en el 69,2% de las mujeres que padecen el trastorno, resultando problemáticas dichas pérdidas en el 30,7% de ellas, se debería pensar en la necesidad de reducir la incidencia de este problema. Según Amostegui (1999), el mejor tratamiento de la incontinencia urinaria es una buena prevención. El hecho de que un entrenamiento intensivo del suelo de la pelvis es efectivo en el tratamiento de la incontinencia de esfuerzo, alcanzando un éxito del 60-80% según este autor, justificaría su introducción dentro de los programas de entrenamiento deportivo en la mujer (Bø y cols., 1989b), especialmente en aquellas que practican deportes de alto impacto, enseñándolas según Wallace (1994), a emplear adecuadamente la musculatura del diafragma pélvico durante los impactos. Esta necesidad de entrenamiento específico de la musculatura perineal, se debe a que la contracción de los músculos del suelo de la pelvis es



una habilidad adquirida, no innata (Wallace, 1994), por lo que requiere un entrenamiento específico. Debería igualmente hacerse hincapié en la adquisición de una buena estática lumbopélvica, evitando la hiperlordosis, si no durante posiciones concretas de la danza, en las que es inevitable, al menos cuando no es imprescindible, y en la vida normal.

Para Nygaard y cols. (1996) cabe la posibilidad de que un calzado con mayor capacidad de absorción, o el empleo de ortosis amortiguantes, disminuyan las fuerzas que se transmiten hacia al suelo de la pelvis, y por lo tanto la incidencia de incontinencia urinaria. Este tipo de modificaciones en suela, mediasuela y plantilla, aplicadas al calzado de danza, han sido comentadas previamente en este trabajo en relación a la prevención de otros trastornos, siendo el efecto de dichos cambios, igualmente beneficioso para minimizar los impactos que facilitan el desarrollo de la incontinencia urinaria en relación a la danza.

### 6.2.9. Otros aparatos y sistemas

Según Bejjani y cols. (1988), tras una vibración que afecte a todo el cuerpo, como ocurre durante el zapateado, además de verse afectada la columna vertebral y el sistema urogenital, cuyos trastornos en el grupo han sido previamente comentados, también puede verse afectado el sistema venoso periférico, el sistema nervioso periférico, el sistema vestibular y el sistema digestivo.

Según los datos recogidos en la exploración y la encuesta, no existe alteración apreciable en el sistema vascular periférico, con normalidad en pulsos arteriales periféricos de extremidades inferiores, y sin afectación del sistema venoso, salvo la presencia de telangiectasias subcutáneas en 3 mujeres. La prevalencia de insuficiencia venosa en miembros inferiores, es menor en el grupo estudiado que en la población general española adulta, ya que según la Encuesta Nacional de Salud (Ministerio de Sanidad y Consumo, 1999), en los doce meses anteriores a su realización, un 0,5% de los españoles había padecido varices. No fueron referidas por los sujetos alteraciones de la sensibilidad o fuerza distal, y en la exploración no se observaron trastornos tróficos cutáneos. Según estos datos, los sistemas venoso y nervioso periféricos, no presentan alteraciones destacables.

En relación al sistema vestibular, y los signos y síntomas con que se manifiesta su lesión, se encontró una prevalencia relativamente elevada (28,1%) de mareo y vértigo, aunque ningún bailarín refería pérdida del equilibrio. Como posibles antecedentes traumáticos relacionados con esta sintomatología, se encuentran el traumatismo craneoencefálico leve y el

esguince cervical (Rubin y cols., 1995). Sólo dos mujeres habían sufrido con anterioridad esguince cervical, siendo estas dos bailarinas las que padecían la mayoría de los síntomas referidos, hallándose además, en este estudio, una asociación estadísticamente significativa entre la presencia de antecedentes de esguince cervical y la existencia de mareos. Según Rubin y cols. (1995), los sujetos que han sufrido esguince cervical, o un traumatismo craneoencefálico leve, presentan alteraciones del equilibrio cuantificables mediante test estabilométricos; sin embargo, en este trabajo la presencia o no en el grupo de estudio, de las mujeres con antecedente de esguince cervical, no altera los valores obtenidos en la oscilación del CDG y de los CDP parciales, motivo, como se indicó en su momento (apartado 5.9.3.), por el que son mantenidas dentro de la muestra en los estudios cinéticos, estáticos y dinámicos, a lo que hay que añadir que dichos estudios se realizaron con ojos abiertos, circunstancia que, según Rubin y cols. (1995), permite mantener una estabilidad normal a estos sujetos.

En relación a los problemas gastrointestinales, han afectado a lo largo de su vida al 40,6% del grupo, prioritariamente a las mujeres, superando en este caso los valores poblacionales en España (Ministerio de Sanidad y Consumo, 1999), que indican una afectación del 5,8% de los españoles por enfermedades del aparato digestivo, y del 3,3% de enfermedades hepato biliares. Según Drossman (1994), no obstante, tanto la dispepsia funcional, como otros trastornos gastrointestinales inespecíficos, son padecimientos frecuentes en atención primaria, suponiendo entre el 30-50% de todas las consultas de gastroenterología.

La alteración referida con mayor frecuencia en el grupo de bailarines es el estreñimiento, padecido sólo por las mujeres, con una prevalencia del 29,6% entre ellas, y del 25% en el grupo. Este trastorno, según Wallace (1994), guarda relación con el descenso del suelo del periné, mientras que para Grosse y Segler (2001), es la hiperpresión abdominal repetida, secundaria al estreñimiento crónico, la responsable del descenso del diafragma pélvico. En cualquier caso, el descenso del periné se relaciona con la incontinencia urinaria, cuya prevalencia y trascendencia en la vida de las bailarinas estudiadas, ha sido comentada con anterioridad, estando presente en el 50% de las que padecen estreñimiento. Por otra parte, 5 sujetos del grupo estudiado, el 20% de los varones y el 14,8% de las bailarinas, se encontraba en el momento del estudio en estado de deshidratación, entre un 3-16% por debajo de lo esperado para su edad y sexo, señalando Marins y cols. (2000), que una deshidratación del 2%, lleva consigo un retardo en el vaciado estomacal, además de alterar el ritmo intestinal

normal, por lo que ésta podría ser otra causa que contribuyera a la alteración del ritmo gastrointestinal, a la que hay que añadir el tipo de alimentación errática que acostumbran a seguir los bailarines, debido en parte, según indican Calabrese y Kirkendall (1983) al desconocimiento de las normas básicas de nutrición, pero también relacionado con los horarios de entrenamiento y trabajo, que no sólo son amplios, sino variables.

Por último, en lo referente a las intervenciones quirúrgicas a que se han visto sometidos los bailarines estudiados, sólo en el 20% de los casos podrían relacionarse con la actividad física, tratándose de cirugía artroscópica de rodilla en relación a meniscopatía. La frecuencia de este tipo de lesiones en bailarines de diversos tipos de danza oscila en las distintas series, entre el 0-32%, siendo consideradas, en general infrecuentes (Washington, 1978; Wohlfahrt y Bullock, 1983; Rovere y cols., 1983; Reid, 1988; Doreste y Massó, 1989; Fernández-Palazzi y cols., 1992). Según Silver y Campbell (1985) y Quirk (1987), las lesiones meniscales en los bailarines son crónicas, debidas a microtraumas repetidos y sin un antecedente traumático único y grave, siendo habitual el desgarramiento meniscal, presentando los meniscos quirúrgicos un área de degeneración, con zonas de desgaste y escisión, atribuibles a movimientos torsionales repetidos que implican cizallamiento meniscal.

## 7. CONCLUSIONES

### 7.1. PROLOGO A LAS CONCLUSIONES

El **primer objetivo** planteado en este trabajo de investigación, era identificar las características básicas del entrenamiento de los bailarines de danza española con proyección profesional, encontrando que el grupo estudiado en este trabajo, a pesar de su juventud, muestra una larga e intensa experiencia en la danza, a la que se dedican de forma prácticamente exclusiva. Mientras que todos los bailarines que sólo estudian, tienen algún descanso anual, entre los que han accedido a la profesionalidad, éste es de menor duración o incluso inexistente.

Aunque el mayor porcentaje de tiempo de entrenamiento por individuo lo emplean en las formas que implican zapateado, como es el caso del flamenco y el clásico español, el grupo muestra un bagaje dispar en cuanto a la preparación en las distintas modalidades de danza española, aunque no es así respecto al ballet clásico, que como tipo de danza, es el más practicado en el momento de realizar el estudio, y con anterioridad a éste. Esta heterogeneidad del grupo, determinada por el alto CV, y que en este caso aparece en un aspecto tal como es la propia formación académica, se repetirá en relación a otros temas estudiados en este trabajo, por lo que podría llegar a considerarse una característica del colectivo de bailarines dedicados a la danza española.

En relación al **segundo objetivo** planteado, relacionado con la composición corporal y características cineantropométricas, las estudiantes de danza española se encuentran dentro de los márgenes habituales de talla y peso hallados en otras bailarinas, estudiantes y profesionales, estando en el límite inferior de talla, y en el superior de peso. El porcentaje de grasa corporal se encuentra dentro de los valores de deportistas y de estudiantes de danza con buen nivel de desempeño. Respecto a población general, la talla es normal, presentando bajo peso, con un bajo contenido graso, salvo en cara posterior del brazo en que está incluso aumentado; también es bajo el contenido óseo. Sin embargo muestran un gran desarrollo muscular en ambas extremidades inferiores, no sólo en pantorrilla como las bailarinas de ballet clásico, sino también en muslo. El IMC medio es superior al hallado en otros grupos de bailarinas, encontrándose dentro de los márgenes de peso normal.

## CONCLUSIONES

Los estudiantes de danza española del presente trabajo, presentan una talla, peso e IMC dentro de los valores medios hallados tanto en estudiantes de danza de otras nacionalidades, como en bailarines profesionales españoles de otros tipos de danza, encontrándose los tres parámetros, no obstante, en el margen inferior de los valores medios hallados en estos estudios.

El grosor de los pliegues grasos es otro de los aspectos en que se observa gran disparidad en el grupo, resultando además llamativas las diferencias respecto a la media poblacional en el grosor del pliegue tricípital, que está 5 desviaciones estándar por encima de la media en mujeres, y más de 2 por debajo en los varones, sin encontrar una explicación convincente en el momento de realizar este estudio, lo que confirma la necesidad de ampliar el estudio a un grupo mayor de sujetos.

El entrenamiento de danza española parece potenciar el desarrollo muscular de ambos miembros inferiores de forma simétrica.

Respecto a la elección del método de campo más adecuado para la estimación de la composición corporal, en bailarines de danza española con un nivel de dedicación semejante a los del presente estudio, la cineantropometría resulta un método más fiable que la bioimpedancia a 50Hz, no pudiendo, en cualquier caso, establecerse comparaciones entre los datos obtenidos por ambos sistemas, ya que las diferencias entre ellos en la valoración del porcentaje de grasa corporal, pueden alcanzar el 30%.

En relación al estado nutricional, **tercer objetivo** planteado, ningún sujeto de los estudiados presentaba sobrepeso, sin embargo, los problemas subjetivos para mantenerse dentro de un ideal estético, parecen afectar selectivamente a las mujeres, a pesar de presentar una relación talla/peso inferior a la esperada en el 33% de ellas, con un IMC también inferior en el 40% de las bailarinas. Tener un IMC normal se asocia significativamente, en las bailarinas de danza española estudiadas, a insatisfacción con el propio peso y a comportamientos nutricionales restrictivos; en contraposición los varones, practicando el mismo tipo de danza, y presentando todos una relación talla/peso y un IMC normal, no encuentran problemático su peso, ni siguen regímenes con fines adelgazantes. Estos datos hacen sospechar, que en la danza española, al igual que en otros tipos de danza, y en la propia sociedad occidental, el comportamiento dietético de las mujeres está supeditado al deseo de conseguir un ideal estético, que a grandes rasgos, significa delgadez.

## CONCLUSIONES

El 16% de los bailarines, en el presente estudio, acude a su sesión habitual de entrenamiento en estado de deshidratación (3-16% por debajo del valor esperado), lo cual a priori, hace suponer que estos sujetos inician sus tareas habituales en situación de riesgo para su salud.

En relación al **cuarto y quinto objetivos** planteados en el inicio de este estudio, en el grupo de bailarines estudiados, los sistemas y aparatos prioritariamente afectados por alteraciones patológicas son, por orden de mayor a menor frecuencia: el sistema musculoesquelético, el ginecológico, el genitourinario y el gastrointestinal.

Según los datos previos, el porcentaje de sujetos que se ven afectados por síntomas del aparato locomotor, tanto a lo largo de su carrera como durante el último año, así como el porcentaje de los que han sufrido incapacidad temporal, y el número de regiones anatómicas afectadas, es superior en los estudiantes de danza española al hallado en estudiantes de otros tipos de danza, acercándose o incluso superando a los valores hallados en bailarines profesionales. Las estudiantes de danza española, parecen mostrar mayor prevalencia que los varones en cuanto a sintomatología musculoesquelética a lo largo de su carrera, en relación al número de lesiones, y lesiones de repetición, siendo además la media de incapacidad temporal más larga.

Por regiones anatómicas, durante toda carrera de danza, la mayor prevalencia de trastornos musculoesqueléticos se da en la unidad tobillo-pie, seguida de columna lumbar, y en tercer lugar rodilla. Sin embargo, la columna lumbar presenta la mayor prevalencia tanto en trastornos musculoesqueléticos en los últimos 12 meses, como en sintomatología de repetición a lo largo de la carrera. El miembro superior es el menos afectado por este tipo de trastornos, localizándose exclusivamente en hombro y muñeca-dedos.

Las lesiones de columna manifiestan tendencia a la recidiva. En la región tobillo-pie, a pesar de ser la que más trastornos ha sufrido a lo largo de la carrera de los bailarines, éstos no parecen recidivar ni cronificarse. Las lesiones de rodilla, no sólo muestran alta prevalencia de lesión y recidiva, sino que además inhabilitan con mayor frecuencia que las del resto de localizaciones.

Se observa predominio de la afectación de tejidos blandos y la extrarticular, sobre la ósea y articular.

## CONCLUSIONES

El dolor en localización podálica acompaña regularmente el entrenamiento del 90,6% de los sujetos estudiados, aunque no parece interferir con su actividad. La periodicidad de aparición es mayor en las mujeres.

Las lesiones podálicas de piel y anejos, por orden de mayor a menor prevalencia son: hiperqueratosis plantar, helomas en dorso de dedos, y lesiones de la placa ungueal.

Las alteraciones estructurales podálicas muestran una alta prevalencia en el grupo: los dedos en martillo y las deformidades del primer radio, como son el hallux valgus metatarsofalángico e interfalángico.

El 54,2% de los estudiantes presenta hallux valgus metatarsofalángico, en uno u otro pie, antes o después de entrenar. Esta deformidad muestra tendencia a ser más pronunciada y más frecuente en las mujeres. Se encuentra una relación débil e inversa entre la angulación del primer radio tras el entrenamiento y la edad del sujeto, de modo que a más edad menor angulación. También tras entrenar, en las mujeres, aumenta significativamente la angulación del primer radio en pie izquierdo, lo cual en este estudio se ha relacionado con su función de carga y soporte de peso, al ser en individuos diestros, como son la mayoría de los sujetos estudiados, empleado el pie izquierdo prioritariamente con esa función durante la danza.

Los cambios tras el entrenamiento en la angulación de la articulación metatarsofalángica del primer dedo de los sujetos estudiados, cuando ocurren, son aparentemente reversibles.

La articulación metatarsofalángica del primer dedo muestra alta prevalencia de dolor en la exploración, sobre todo en su cara dorsal, manteniendo unos grados de dorsiflexión pasiva superiores a los valores medios poblacionales. Esta manifestación algica, guarda relación significativa, en pie izquierdo, con la edad de los bailarines, y en pie derecho, con el porcentaje de impulso soportado por el primer dedo en bipedestación; es decir que el factor tiempo parece jugar un papel en la presencia de dolor en esta localización: tiempo de uso a lo largo de la vida, tiempo durante el que soporta las fuerzas el primer dedo durante el apoyo bipodal.

El trastorno del sistema aquileo-calcáneo-plantar que presenta mayor prevalencia es la bursitis calcánea (no confirmada mediante técnicas diagnósticas auxiliares), que se pone de manifiesto en la exploración en más del 60% de los estudiantes. Como agentes etiológicos, en

## CONCLUSIONES

el grupo estudiado están presentes: el roce del contrafuerte del calzado y el incremento significativo de la pronación a lo largo de la sesión de entrenamiento habitual.

Destaca, en la exploración clínica, la alta prevalencia de dolor en relación a articulación fémoropatelar, afectando por igual a ambos sexos. Este signo, podría ser el primero de una condropatía fémoro-patelar, atribuible a la situación de desprotección de la rodilla ante el tipo de impactos repetitivos, que característicamente acompañan al zapateado, y que insuficientemente amortiguados en el pie, debido a su posición equina, ascienden proximalmente, encontrando a la rodilla en flexión. En el 37,5% de los sujetos, la rodilla durante el zapateado mantiene un rango de flexión considerado nocivo para la articulación femoropatelar.

Se observa, en la exploración, una alta prevalencia de alteraciones del eje vertebral (no confirmada mediante técnicas diagnósticas auxiliares), superior a la hallada en otros tipos de danza y en población general. Predomina la escoliosis, al igual que en otros grupos de bailarines, seguida de la hiperlordosis lumbar; esta última es la que con más frecuencia se asocia a dolor en la palpación de columna. La hipercifosis dorsal presenta escasa prevalencia. La dismetría de miembros inferiores, valorada igualmente mediante un método clínico, presenta una prevalencia del 25%, apareciendo selectivamente en mujeres, y ajustándose sus características al patrón poblacional.

Respecto al segundo sistema afectado por alteraciones patológicas, que sería el ginecológico, presenta una alta prevalencia de trastornos en el grupo, porque éste está formado mayoritariamente (84,4%) por mujeres. En el momento del estudio, ninguna bailarina padece amenorrea, y los antecedentes de amenorrea primaria y secundaria, así como la duración de ambas, están por debajo de lo señalado en estudios previos en bailarinas de ballet. Las bailarinas estudiadas se ajustan a los parámetros poblacionales en cuanto a la periodicidad menstrual y duración de la menstruación, de modo que las mujeres que practican este tipo de danza, incluso con alta dedicación, como el grupo estudiado, no muestran la alta prevalencia de trastornos de la periodicidad menstrual descrita en otro tipo de bailarinas o deportistas, encontrándose, respecto a muchos de los parámetros estudiados, próximas a los promedios poblacionales.



## CONCLUSIONES

Sin embargo, lo que verdaderamente llama la atención y determina que éste sea el segundo sistema en verse afectado por patología, es la alta prevalencia de dismenorrea primaria, que septuplica los porcentajes dados como normales en población general.

El tercer sistema en verse afectado, según orden de frecuencias, es el genitourinario, presentando el 50% de los sujetos encuestados antecedentes de trastornos genitourinarios a lo largo de la vida, incluyendo la infección genitourinaria y la incontinencia urinaria. Los resultados de este estudio, señalarían que la afectación del tracto genitourinario inferior por procesos infecciosos es mayor en el grupo estudiado que en población general, existiendo tendencia a igualarse en este aspecto mujeres y hombres.

La incontinencia urinaria, desde el punto de vista médico, afecta al 43,7% del grupo estudiado, pasando a una prevalencia del 3,1% del grupo si se sigue la definición propuesta por la ICS. Se trata, esencialmente, de incontinencia de esfuerzo, y afecta mayoritariamente a las mujeres. El inicio de los episodios de pérdidas urinarias se sitúa en la adolescencia y primeros años de la juventud. En una de cada tres bailarinas con incontinencia urinaria, jóvenes, nulíparas y nuligestas, la danza actúa como desencadenante único de la misma. En el grupo de mujeres afectadas por incontinencia urinaria las pérdidas se producen prioritariamente durante la danza, seguido en orden de frecuencia por estornudar, y en última instancia reír. Ninguna bailarina del presente trabajo sufre incontinencia de esfuerzo al coger pesos o cambiar de postura. Los episodios de incontinencia en relación a la danza, se producen prioritariamente durante las clases, y con menos frecuencia durante representaciones. Las afectadas califican mayoritariamente los episodios de esporádicos, trascurriendo más de un mes entre ellos, aunque en un caso, la periodicidad es semanal.

Los datos recogidos hacen pensar que estas pérdidas urinarias se desencadenarían principalmente con gestos propios del ballet, como los saltos, y en menor medida con los equilibrios, y de hecho la mayoría de los episodios se producen durante la práctica del ballet clásico. En menor proporción la incontinencia urinaria de estrés es desencadenada por actividades propias de la danza española, tales como el zapateado violento.

Entre los bailarines de danza española, incluido un varón, los esfuerzos distintos a la danza que provocan pérdidas urinarias, son predominantemente reír y estornudar. En ningún caso los episodios fueron únicos u ocurrían siempre. El tipo de episodios y sus características se ajustan a lo hallado habitualmente en población general.

## CONCLUSIONES

Este problema es reconocido como tal, ha obligado a cambiar de hábitos, o ha sido motivo de consulta, en algo más de 1/3 de los sujetos con incontinencia, lo cual podría significar que sólo en esos sujetos el problema reviste importancia, o que en la sociedad española actual sigue siendo tabú hablar de estos temas, incluso con el médico.

En cuanto a la posibilidad de que una disminución en la capacidad amortiguadora del pie pudiera potenciar la aparición de incontinencia urinaria, los resultados del presente estudio indican, que a mayor flexibilidad del arco plantar en condiciones basales y tras entrenar, mayor es la asociación a incontinencia urinaria de estrés, siendo más fuerte esta relación entre las bailarinas que padecen las pérdidas urinarias exclusivamente al bailar. Un exceso de flexibilidad del arco plantar interno, al menos en el grupo estudiado, en vez de tener un papel en la amortiguación de los impactos, parece dejar expuesto al suelo de la pelvis a un mayor estrés, que facilitaría la aparición del desequilibrio vésico-esfinteriano. Este hallazgo podría indicar que los pies hiperlaxos, ciertamente son peores amortiguadores de impactos que los pies con una flexibilidad moderada. Podría significar también, al menos entre los bailarines, que el hecho de que no descienda el arco plantar interno al realizar dorsiflexión de tobillo-pie en carga, sería signo de fortaleza de la musculatura intrínseca y extrínseca del pie, y de resistencia a la sobrecarga de las estructuras capsuloligamentosas, y por lo tanto de una mejor capacidad disipadora de fuerzas.

Por otra parte, el test de flexibilidad plantar empleado en este estudio, parece un buen método para predecir qué sujetos están en riesgo de padecer desequilibrios vésico-esfinterianos, mostrando mayor sensibilidad en la detección de sujetos con riesgo de padecer incontinencia urinaria desencadenada específicamente por el esfuerzo físico reglado. El fotopodograma, al menos aplicando la metodología y clasificación empleada en este trabajo, no resulta un método válido en este sentido.

El comportamiento elástico de ambos pies difiere respecto a su relación con la incontinencia urinaria, así la flexibilidad del arco plantar interno de pie izquierdo, presenta una asociación fuerte a incontinencia urinaria en condiciones basales, y en el derecho esta asociación se da tras entrenar.

En relación al resto de sistemas y aparatos estudiados, merece la pena destacar la alta prevalencia (40,6%) de trastornos del ritmo gastrointestinal referida por los sujetos, siendo la

## CONCLUSIONES

alteración más frecuente el estreñimiento, que podría guardar relación con el descenso del suelo del periné, deshidratación o alimentación errática.

El estudio biomecánico constituía el **sexto objetivo** planteado en este trabajo, incluyendo valoraciones fotopodográficas, goniométricas y cinéticas, durante la bipedestación, la marcha, y el zapateado.

Se observa en el grupo tendencia hacia el pie cavo moderado, lo que indicaría predominio de un tipo de pie con el antepié más ancho de lo esperado para el diámetro del istmo.

El ancho metatarsal es la única determinación que presenta diferencias entre ambos pies en condiciones basales, siendo significativamente mayor en antepié derecho.

En condiciones basales y bipedestación normal, el talón de ambos pies presenta una ligera inclinación en valgo (3-4°), con una altura del arco interno, a nivel de la tuberosidad del escafoides, de 3,58 cm, situándose ambos parámetros dentro de los valores hallados habitualmente en otros grupos poblacionales. Tras el entrenamiento diario, consistente en clases de diversos tipos de danza, se produce una pronación significativa del retropié, aunque la altura del arco en bipedestación normal (3,3 cm) sigue manteniéndose dentro de los valores encontrados habitualmente. Se trataría de una pronación funcional, ya que se recupera tras el descanso, relaciona con la flexibilidad del arco plantar en ambos pies, y viéndose incrementada en pie derecho con la edad del sujeto, y en pie izquierdo con la presencia de hallux valgus.

La capacidad de pronación activa del pie derecho en carga, indicaría que éste presenta una buena flexibilidad, lo que sería atribuible a un tono adecuado de las estructuras músculo-ligamentosas plantares perdiendo, no obstante, su capacidad intrínseca de amortiguación a lo largo de una sesión de entrenamiento habitual, disminución que depende del tiempo de entrenamiento. El pie izquierdo por su parte, en función de la valoración de la flexibilidad intrínseca del arco plantar, mostraría un comportamiento compatible con hiperlaxitud de los tejidos blandos plantares, siendo la pronación activa igual antes y después de entrenar, y no viéndose afectada, por lo tanto, su capacidad de amortiguación por el tiempo de entrenamiento.

Durante la dorsiflexión del tobillo-pie en carga, se observa un alto CV del porcentaje de variación de la altura del arco en el grupo, lo cual podría ser atribuible a un esfuerzo

## CONCLUSIONES

individual en el control de la pronación del pie, relacionado probablemente con la importancia concedida a este factor en el entrenamiento de los diferentes tipos de danza, y que en cualquier caso expresaría la existencia de un control automático y activo de la pronación, o al menos un intento del mismo, y por lo tanto, también de la capacidad amortiguadora de impactos del pie.

La presencia de un exceso de flexibilidad intrínseca en arco interno del pie izquierdo, junto con la hipermovilidad de la primera metatarsofalángica, así como la relación significativa existente entre la aparición de pronación tras el entrenamiento y la flexibilidad + hallux valgus, corrobora los hallazgos de trabajos previos, según los cuales existe una relación entre pronación del pie y presencia de hallux valgus, bien sea porque una condicione el desarrollo del otro, o viceversa.

En este estudio se observa un incremento de la prevalencia de hallux valgus en pie izquierdo tras el ejercicio, acompañado de un incremento significativo del ancho metatarsal. El aumento en la angulación del primer radio tras entrenar se asociaba débil e inversamente con la edad, siendo ambos hallazgos compatibles, ya que en pie izquierdo la laxitud de arco interno y primera metatarsofalángica, podría ser la causa del incremento de la angulación y anchura metatarsal, al tiempo que a más edad se tiene menos flexibilidad, por lo que a más edad habrá menos aumento de la angulación tras entrenar.

Tras una sesión de entrenamiento habitual, el CDG corporal en el grupo estudiado, se localiza en la posición considerada normal en población general, presentando mayor oscilación en sentido anteroposterior, tal como ocurre en sujetos sanos.

Los CDP parciales igualmente, presentan una localización similar a la encontrada en adultos sanos. La oscilación del CDP es mayor en plano sagital, igual que ocurre en sujetos sanos, pero en los bailarines es séxtuple, siendo incluso mayor que la propia oscilación del CDG en sentido anteroposterior. La disminución relativa de la oscilación corporal en dirección latero-lateral hace sospechar un desarrollado control del equilibrio en cadera, que podría ser efecto del entrenamiento específico de la danza española, concretamente del zapateado, durante el cual predomina la traslación lateral del peso, lo que obligaría a un desarrollo paralelo de su control.

El patrón medio de progresión del CDP durante la marcha sin calzado, sigue el recorrido habitual en otros grupos poblacionales, siendo similar en ambos pies, aunque existe gran variabilidad entre un paso y otro, sobre todo en región de mediopié y antepié.

## CONCLUSIONES

La velocidad de la marcha en los sujetos estudiados, a los que se les sugirió que caminaran normalmente, es similar en todos ( $3,5\text{ms}^{-1}$ ), según lo cual, al dejar elegir a los sujetos su velocidad de marcha, ésta se normaliza. Por otra parte, según los resultados obtenidos en este trabajo, en los estudios sobre la marcha en personas entrenadas, a la hora de calibrar el aparataje o plantear la sistemática de estudio, debería tenerse en cuenta que éstos caminan a una velocidad superior a la considerada normal en población general.

Según los datos de este estudio, la carga sufrida por el pie puede ser excesiva y ejercer efectos nocivos, durante la bipedestación por su duración, y al deambular por su concentración sobre regiones plantares concretas. En los bailarines estudiados, el arco plantar interno aparece como una región no propensa a lesiones por sobrecarga en cualquiera de las situaciones testadas.

Al caminar, en el talón disminuye la presión y el tiempo durante el que se soportan las fuerzas respecto a la bipedestación; en antepié se mantiene la presión pero aumenta el tiempo durante el que actúa; en arcos interno y externo disminuye relativamente el tiempo durante el que actúa la fuerza, pero no su intensidad; y en dedos, donde las fuerzas actúan poco tiempo, al caminar se duplica la presión y el impulso a expensas principalmente de dedos mediales, sobre todo primer dedo.

Ambos pies reciben iguales presiones e impulsos, tanto en estática como en dinámica, ahora bien, la distribución de las cargas varía dentro de cada pie. El apoyo plantar en ambas situaciones testadas, aún siguiendo unas pautas comunes, presenta rasgos individuales en cada sujeto, y en cada pie.

Si se divide el pie en dos mitades, anterior y posterior, ambas reciben igual presión en bipedestación. Cuando se analiza por regiones plantares empiezan a surgir las diferencias. En el grupo en estática, la carga predomina en antepié y talón, siendo mediopié y dedos zonas de baja presión e impulso. La mayor presión la recibe antepié en estática y dinámica, así como el mayor impulso en dinámica, siendo considerada anormal esta distribución de la carga, a la luz de estudios previos, siguiendo la norma en el grupo estudiado sólo el impulso en bipedestación.

Las zonas que sufren cargas extremas en bipedestación son la mitad medial del talón y las articulaciones metatarsofalángicas centrales ( $2^{\text{a}}$  y  $4^{\text{a}}$ ), siendo mayores las cargas en

## CONCLUSIONES

metatarsianos laterales que en los mediales, encontrándose esta distribución dentro de lo normal.

En los bailarines de danza española por lo tanto, en bipedestación, las fuerzas de reacción se concentran en una región plantar pequeña, como son las cabezas metatarsianas y articulaciones metatarsofalángicas centrales, aunque actúan durante un tiempo normal o al menos equivalente al de su acción en talón.

Durante la marcha descalzo, sigue predominando la carga en antepié, seguido de talón, pero los dedos incrementan su presión e impulso, especialmente primer dedo. Son zonas de carga extrema las articulaciones metatarsofalángicas centrales (2ª-4ª) y la mitad posterior del talón. Los metatarsianos mediales y laterales tienden a igualar sus cargas.

Las fuerzas actúan más tiempo durante la bipedestación en talón, y durante la marcha en antepié. Al caminar disminuyen relativamente las fuerzas aplicadas en la cara externa del antepié, prolongándose su acción en metatarsianos centrales. Es decir, al caminar el antepié se ve sometido aún a mayores presiones e impulsos relativos, desplazándose estos respecto a la bipedestación, desde la cara lateral a cabezas y metatarsofalángicas centrales y mediales, de modo que tienden a igualarse las cargas entre primero y 5º metatarsianos. Estos datos básicamente coinciden con los registrados en sujetos normales, salvo porque la diferencia de carga entre antepié y talón, es mayor en bailarines, la diferencia de carga entre ambos y mediopié es también mayor en los bailarines, así como en estos la carga en talón recae en su mitad posterior, cuando generalmente es referida a la mitad medial.

En los dedos la presión es siempre mayor que el impulso, en estática o en dinámica, y el mediopié es una zona siempre de baja carga.

Las cargas soportadas por las articulaciones metatarsofalángicas son mayores que las sufridas por las propias cabezas metatarsianas, salvo para primer radio en estática.

La distribución de presiones e impulsos en los estudiantes de danza española al caminar descalzos durante una sesión habitual de entrenamiento que incluye zapateado, no sólo difiere de lo esperado en condiciones normales en individuos sanos, sino que se asemeja a la hallada en sujetos con sobrecarga del sistema aquileo-calcáneo-plantar, y a la encontrada en los propios bailarines de flamenco durante el zapateado. Quizá se podría hablar de una especificidad en el patrón cinético del apoyo plantar, que sería producto del sobreuso

## CONCLUSIONES

musculoesquelético, y aparecería cuando una actividad física es practicada con dedicación extrema.

Se considera que los tres métodos empleados para caracterizar el apoyo plantar en bipedestación, método fotopodográfico de Hernández-Corvo, estimación antropométrica de la altura del arco plantar interno en tuberosidad del escafoides, y determinación de presiones e impulsos plantares mediante el sistema de plantillas instrumentadas Parotec®, no miden los mismos parámetros, y por lo tanto, los resultados obtenidos mediante cada uno de ellos, no son intercambiables. La relación entre los tres métodos de valoración difiere según el pie estudiado, la región plantar o las condiciones de valoración. Estos tres métodos pueden ser complementarios, pero no se pueden traducir los hallazgos proporcionados por uno de ellos, a datos proporcionados por otro.

En relación a las fases de la marcha, la duración de las etapas de la fase de apoyo en los bailarines estudiados es similar a la hallada en sujetos normales. En el grupo estudiado, el pie pierde contacto con el suelo en la fase de despegue prioritariamente a través de 1º y 2º dedos, pero también ocurre con cierta frecuencia a través de antepié y dedos simultáneamente, e incluso desde 2º metatarsiano directamente.

En relación al estudio goniométrico, la pelvis se encuentra en anteversión en todos los sujetos estudiados, siendo ésta significativamente menor cuando el bailarín emplea el calzado de tacón usado para zapatear. Por lo tanto, el zapateado no incrementa la anteversión pélvica, ni consecuentemente la lordosis lumbar.

No parece existir un patrón único en la posición de pelvis y rodilla durante el zapateado, aunque en el grupo oscila alrededor de 10º y 28º de flexión, respectivamente. Los varones parecen adoptar una postura más rectilínea, mientras que los valores medios de las mujeres indican 3º más de anteversión pélvica y 8º más de flexión de rodilla, acrecentándose más las diferencias entre sexos durante el zapateado.

El **séptimo y último objetivo** del presente estudio, en un intento de darle al mismo una aplicación práctica, consiste en establecer, basándose en el análisis de los hallazgos de esta investigación, las modificaciones en el calzado empleado para el zapateado, en las pautas de entrenamiento, y en los hábitos de vida del bailarín de danza española, que redundarían en una mejora de su desempeño físico y artístico con un óptimo estado de salud.

## CONCLUSIONES

Cualquier intento de modificar el calzado de baile, debe tener presente los propios gustos y exigencias de los bailarines, quienes prioritariamente buscan que sea cómodo, y por encima de otros criterios, fácilmente asequible (barato y fácil de conseguir), siendo el aspecto estético otro criterio muy valorado en el grupo.

Los resultados del presente trabajo sugieren que, cuando se diseña el calzado para la danza española, no parece necesario realizar adaptaciones en previsión de cambios en la longitud del pie a lo largo de la sesión de entrenamiento, aunque sigue siendo necesario dejar libres 1-1,5 cm por delante del dedo más largo, con el fin de acomodar el deslizamiento anterior del pie que tiene lugar durante la actividad. Sin embargo, deberían tenerse en cuenta los cambios en la anchura del antepié, diseñando un calzado que permita ajustarse a las diferencias existentes entre ambos antepiés en condiciones basales, y a las variaciones que sufre, en este caso, el antepié del miembro inferior de base a lo largo del entrenamiento. También debe ser tenido en cuenta, a la hora de diseñar el calzado para la danza española, que como efecto del entrenamiento, se produce un incremento en la superficie de apoyo plantar.

La alta frecuencia de trastornos podálicos atribuibles a la presión y fricción ejercida por el calzado, sugieren que al menos en la mitad los estudiantes de danza española, la pala y puntera de éste, son más estrechas que el propio antepié del bailarín, lo cual permite plantear ciertas modificaciones en el mismo, que redundarían en una reducción de estos trastornos.

Debería diseñarse con un acolchado en el borde libre del contrafuerte, o que éste último presentara una muesca para evitar la presión sobre la parte inferior del tendón de Aquiles. La pala debería ser suficientemente alta, y asimétrica en anchura y altura, dejando más espacio al primer dedo, y permitiendo al resto de los dedos una amplia movilidad, además de estar hecha de un material flexible. El tacón no debería superar en ningún caso los 5 cm.

La naturaleza percusiva de las danzas que implican zapateado, obliga a buscar en el calzado la máxima amortiguación, pero sin olvidar los requerimientos estéticos y artísticos, es decir, conseguir el máximo de amortiguación con el menor volumen posible, preservando la sonoridad. La suela y mediasuela deberán emplear materiales flexibles y ligeros, en una o varias capas, pero teniendo poco grosor. El zapato o botín debería estar dotado de una plantilla interna extraíble, de material viscoelástico y flexible, con amortiguación extra en antepié, la cual debería tener igualmente poco grosor, alterando en la menor medida de lo posible, la percepción de los impactos que tienen lugar durante el zapateado. Un soporte blando de arco



## CONCLUSIONES

interno minimizaría el deslizamiento anterior del pie durante los impactos del zapateado, al tiempo que ayudaría a redistribuir la carga entre antepié y mediopié, así como a controlar la pronación observada en el grupo tras el entrenamiento, para lo cual sería conveniente además, que la plantilla, en la zona del talón, tuviera forma de copa. Una plantilla interior mejoraría también las condiciones higiénicas de mantenimiento del calzado, ofreciendo la posibilidad, en caso necesario, de ser sustituida por ortosis para el control de anomalías estructurales y funcionales del pie, algunas de las cuales se observan con relativa frecuencia en el joven grupo de bailarines estudiado.

La alta intensidad del entrenamiento en el grupo estudiado, y la dureza de los suelos sobre los que trabaja, junto con el precario estado de conservación que mostraba el calzado en el momento del estudio, hacen pensar en que para obtener un buen rendimiento del zapato o botín, sería conveniente aumentar su frecuencia de recambio.

Por otra parte, la dureza de los suelos, que precisamente suelen destinarse a las danzas de zapato, dada su naturaleza agresiva y destructiva, es un factor determinante en las altas fuerzas de reacción y vibraciones que deberán ser absorbidas por el sistema musculoesquelético del bailarín, por lo que quizá, el planteamiento a la hora de elegir los suelos para estas danzas debería ser la durabilidad del bailarín, y no la del suelo, invirtiendo en superficies con mayor capacidad de amortiguación, que al mismo tiempo mantuvieran una buena sonoridad.

La coexistencia de sobrecarga en antepié con sobreutilización del sistema aquíleo-calcáneo-plantar, no sólo requeriría establecer modificaciones en el calzado, sino también adoptar otras medidas preventivas como la flexibilización de dicho sistema, y el fortalecimiento de la musculatura intrínseca del pie.

En el terreno del acondicionamiento físico, la presencia de un menor porcentaje de peso muscular en los varones que en las mujeres, con menor desarrollo muscular en el muslo y mayor prevalencia de lesiones musculares, sugiere que el entrenamiento de danza no proporciona, al menos a los varones, una preparación física suficiente para afrontar las exigencias de la danza española, por lo que quizá se beneficiarían de un entrenamiento de musculación complementario.

Por otra parte, y dado que la estabilización de la rodilla en flexión y la absorción de las vibraciones, parece producirse esencialmente gracias a la acción muscular del cuádriceps, en

## CONCLUSIONES

este colectivo parece de especial importancia conseguir un buen desarrollo de todos los componentes de este músculo, evitando desequilibrios con grupos musculares antagonistas, e incoordinación muscular que condicione un incremento del tono muscular e incapacite al músculo para “vibrar en sintonía”.

Otro aspecto en el que habría que incidir es la rehidratación del bailarín a lo largo de su jornada de trabajo y una vez finalizada ésta, lo cual requiere una labor de educación, ampliable a otros aspectos de la nutrición.

Respecto a las medidas preventivas a introducir en relación a la incontinencia urinaria de esfuerzo, en una actividad de alto impacto como es la danza española, empiezan nuevamente por modificaciones en el calzado de danza en suela, mediasuela y plantilla, y en los suelos, con el fin de conseguir una mayor absorción de los impactos y minimizar su propagación hacia el suelo pélvico, y por lo tanto la incidencia de incontinencia urinaria en relación directa con la danza. Debería además realizarse un entrenamiento específico del suelo de la pelvis, enseñando a los bailarines, especialmente a las mujeres, a emplear adecuadamente la musculatura del diafragma pélvico durante los impactos. Debería igualmente hacerse hincapié en la adquisición de una buena estática lumbopélvica, evitando la hiperlordosis, si no durante posiciones concretas de la danza, durante las cuales es inevitable, al menos cuando no sea imprescindible, y en la vida normal.

**La hipótesis de este trabajo** era que los sujetos que practican la danza española con alta dedicación, es decir orientados hacia la profesionalidad o dentro de ella, presentan unos rasgos que les distinguen de población general e incluso de los bailarines de otros tipos de danza, y cuya manifestación principal se produce en la composición corporal, hábitos nutricionales, perfil patológico y biomecánica corporal, encontrando que los resultados referentes a los distintos aspectos estudiados, parecen confirmar el planteamiento inicial, que otorgaría a la danza española una entidad propia dentro del panorama del ejercicio físico reglado.

A tenor de los resultados obtenidos, y según la metodología utilizada parecen deducirse las siguientes conclusiones:

## 7.2. CONCLUSIONES

1. La heterogeneidad aparece como un rasgo característico de los bailarines de danza española, observándose en la composición corporal, en la clínica y en los aspectos biomecánicos. El entrenamiento propio de la danza española con fines profesionales no da lugar a un individuo tipo, de rasgos homogéneos, pero conduce a unas adaptaciones morfofuncionales que configuran un perfil único, que les diferencia de los sujetos de población general, y de otro tipo de bailarines.
2. En el estudio de la composición corporal la cineantropometría resulta un método de campo más fiable que la bioimpedancia a 50 Hz, no pudiendo, en cualquier caso, establecerse comparaciones entre los datos obtenidos por ambos sistemas.
3. Los problemas subjetivos para mantenerse dentro de un ideal estético, parecen afectar selectivamente a las bailarinas. Tener un IMC normal se asocia en ellas a insatisfacción respecto al propio peso, y a comportamientos nutricionales restrictivos.
4. Los sistemas y aparatos prioritariamente afectados por alteraciones patológicas son, por orden de mayor a menor frecuencia: el sistema musculoesquelético, el ginecológico, el genitourinario y el gastrointestinal. En relación a estos sistemas, predomina la presencia de patología traumática y alteraciones estructurales que afectan a miembros inferiores y columna, dismenorrea primaria, incontinencia urinaria de esfuerzo, y estreñimiento.
5.
  - a. El comportamiento de ambos pies, desde el punto de vista funcional y biomecánico es diferente.
  - b. El dolor en localización podálica acompaña regularmente el entrenamiento de los sujetos estudiados, aunque no parece interferir con su actividad.
  - c. Tras el entrenamiento se produce un descenso del arco plantar interno, relacionado con la flexibilidad del arco plantar en ambos pies, y dependiente de factores como la edad del sujeto y la presencia de hallux valgus. El incremento de la angulación en la primera metatarsofalángica es más acusado en pie de base, y parece ser menor a más edad del sujeto. Estos cambios, cuando ocurren, son aparentemente reversibles.

## CONCLUSIONES

- d. El factor tiempo parece jugar un papel en la presencia de dolor en la articulación metatarsofalángica del primer dedo, al depender de la edad del sujeto, y del impulso sufrido por el primer dedo durante el apoyo bipodal.
6. Una excesiva flexibilidad del arco plantar interno, parece facilitar la aparición de incontinencia urinaria de esfuerzo. Por otra parte, el test de flexibilidad plantar empleado, resulta un buen método para predecir qué sujetos están en riesgo de padecer desequilibrios vésico-esfinterianos, mostrando mayor sensibilidad en la detección de los sujetos con riesgo de padecer incontinencia urinaria desencadenada específicamente por el esfuerzo físico reglado.
7. a. La disminución relativa de la oscilación corporal en dirección latero-lateral, hace sospechar un desarrollado control del equilibrio en cadera.
- b. La distribución de presiones e impulsos, al caminar descalzos durante una sesión habitual de entrenamiento que incluye zapateado, se asemeja a la hallada en sujetos con sobrecarga del sistema aquileo-calcáneo-plantar, y a la encontrada en los propios bailarines de flamenco durante el zapateado.
- c. La mayor presión la recibe antepié en estática y dinámica, así como el mayor impulso en dinámica, siendo considerada anormal esta distribución de la carga, y siguiendo la norma sólo el impulso en bipedestación. Dentro de cada región plantar, las zonas que sufren cargas extremas en bipedestación son la mitad medial del talón y las articulaciones metatarsofalángicas centrales (2ª y 4ª), siendo mayores las cargas en metatarsianos laterales que en los mediales, encontrándose esta distribución dentro de lo normal.
- d. Durante la marcha descalzo, sigue predominando la carga en antepié, seguido de talón, pero los dedos incrementan su presión e impulso, especialmente primer dedo. Son zonas de carga extrema las articulaciones metatarsofalángicas centrales (2ª-4ª) y la mitad posterior del talón. Los metatarsianos mediales y laterales tienden a igualar sus cargas. La fase de despegue tiene lugar prioritariamente a través de 1º y 2º dedos.
- e. La variación en el patrón plantar de presiones e impulsos entre estática y dinámica, básicamente coincide con el registrado en sujetos normales, salvo porque la carga en bailarines es mayor en antepié, menor en mediopié, y en talón predomina en la mitad medial

## CONCLUSIONES

- f. Los tres métodos empleados para caracterizar el apoyo plantar en bipedestación, no miden los mismos parámetros, y por lo tanto, los resultados obtenidos mediante cada uno de ellos no son intercambiables.
8. La pelvis se encuentra en anteversión en todos los sujetos estudiados, siendo menor cuando el bailarín emplea el calzado de tacón usado para zapatear. El zapateado no incrementa la anteversión pélvica, ni consecuentemente la lordosis lumbar.
9. a. Los resultados del presente trabajo sugieren que la salud del bailarín de danza española podría mejorar si se introdujeran modificaciones en tacón, suela, mediasuela, plantilla, contrafuerte y pala del calzado de baile, ateniéndose a las exigencias impuestas por los propios bailarines: comodidad, bajo precio y estética.
- b. Otras medidas preventivas a adoptar, incluirían un acondicionamiento físico específico: flexibilización, fortalecimiento, desarrollo de coordinación neuromuscular, y control postural.

## 8. BIBLIOGRAFÍA

### 8.1. BIBLIOGRAFÍA

- Adlerton, A.K.; Moritz, U. (1996). Does calf-muscle fatigue affect standing balance? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 6: 211-215.
- Aerts, P.; Ker, R.F.; de Clercq, D.; Ilsley, D.W. (1996). The effects of isolation on the mechanics of the human heel pad. *Journal of Anatomy*, 188: 417-423.
- Agustín, F. (1792). *Crotalogía o Ciencia de las Castañuelas*. Reedición. Valencia: Ed Librerías París-Valencia, 1985.
- Amostegui, J.M. (1999). Incontinencia urinaria en la mujer deportista: fisioterapia. *Archivos de Medicina del Deporte*, XVI (74): 639-645.
- Andersson, S.; Nilsson, B.; Hessel, T.; Saraste, M.; Noren, A.; Stevens-Andersson, A.; Rydholm, D. (1989). Degenerative joint disease in ballet dancers. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 238: 233-236.
- Andriacchi, T.P.; Ogleee, J.A.; Galante, J.O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10: 261-268.
- Aquino, A.; Payne, C. (2001). Function of the windlass mechanism in excessively pronated feet. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91 (5): 245-250.
- Arangio, G.A.; Chen, C.; Salathé, E.P. (1998). Effect of vaying arch height with and without the plantar fascia on the mechanical properties of the foot. *Foot & Ankle International*, 19 (10): 705-709.
- Askling, C.; Lund, H.; Saartok, T.; Thorstensson, A. (2002). Self-reported hamstring injuries in student-dancers. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 12: 230-235.
- Aune, A.R.; Cauley, P.W.; Ekeland A. (1997). Quadriceps muscle contraction protects the anterior cruciate ligament during anterior tibial translation. *The American Journal of Sports Medicine*, 25 (2): 187-190.
- Bø, K. (1994). Reproducibility of instruments designed to measure subjective evaluation of female stress urinary incontinence. *Scandinavian Journal of Urology and Nephrology*, 28: 97-100.

## BIBLIOGRAFÍA

- Bø, K.; Borgen, J.S. (2001). Prevalence of stress and urge urinary incontinence in elite athletes and controls. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11): 1797-1802.
- Bø, K.; Hagen, R.; Kvarstein, B.; Larsen, S. (1989b). Female stress urinary incontinence and participation in different sports and social activities. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 11(3): 117-121.
- Bø, K.; Maehlum, S.; Oseid, S.; Larsen, S. (1989a). Prevalence of stress urinary incontinence among physically active and sedentary female students. *Scandinavian Journal of Sports Sciences*, 11(3): 113-116.
- Bachrach, R.M. (1987). A physician's primer of dance injuries, part 5: knee pain. An osteopathic approach. *Kinesiology for Dance*, 9 (4): 8-11.
- Baillon, J.M. (1983). Lésions articulaires et musculaires chez les danseurs. *Acta Orthopaedica Belgica*, 49 (1-2). 112-116.
- Balanchine, G.; Mason, F. (1975). 101 stories of the great ballets. 3<sup>a</sup> ed. Garden City, New York: Doubleday & Company, Inc.
- Balasubramaniam, R.; Riley, M.A.; Turvey, M.T. (2000). Specificity of postural sway to the demands of a precision task. *Gait Posture*, 11 (1): 12-24.
- Barceló, B. (2001). El adiós de un artista: José Greco. *Por la Danza*, 48: 59.
- Barona, R.; Comeche, C.; Úbeda, M.; Basterra, J. (1994) Protocolo para el estudio del sistema vestibulo-espinal por medio de plataforma dinamométrica. Patrones de normalidad. *Anales Otorrinolaringológicos Iberoamericanos*, 21 (6): 615-628.
- Barrack, R.L.; Skinner, H.B.; Brunet, M.E.; Cook, S.D. (1984). Joint kinesthesia in the highly trained knee. *The Journal of Sports Medicine*, 1984; 24: 18-20.
- Barrack, R.L.; Skinner, M.D.; Cook, S.D. (1984a). Proprioception of the knee joint. Paradoxical effect of training. *American Journal of Physical Medicine*, 63(4): 175-180.
- Bar-Sever, Z.; Connolly, L.P.; Treves, T. (1997). Stress changes in the ribs associated with ballet dancing. *Clinical Nuclear Medicine*, 22(4): 263-4.
- Bauer, J.A.; Cauraugh, J.H.; Tillman, M.D. (2000). An insole pressure measurement system: repeatability of postural data. *Foot & Ankle International*, 21(3): 221-226.
- Baxter, D.E. (1994). Treatment of bunion deformity in the athlete. *Orthopedic Clinics of North America*; 25(1):33-39.

## BIBLIOGRAFÍA

- Bedi, H.S.; Love, B.R. (1998). Differences in impulse distribution patterns in patients with plantar fascitis. *Foot & Ankle International*, 19(3): 153-156.
- Bejjani, F.J.; Halpern, N.; Pio, A.; Domínguez, R.; Voloshin, A.; Frankel, V.H. (1988). Musculoskeletal demands on flamenco dancers. A clinical and biomechanical study. *Foot & Ankle*, 8(5): 254-62.
- Benezis, C. (1989). Síndromes rotulianos. Adolescencia y deporte. *Archivos de Medicina del Deporte*, VI(23): 295-301.
- Benson, J.E.; Geiger, J.C.; Eissenman, P.A.; Wardlaw, G.M. (1989). Relationship between nutrient intake, body mass index, menstrual function y ballet injury. *Journal of American Dietetic Association*, 89(1): 58-63.
- Benzoor, M.C.; Albert, M.; Grodin, A.; Woodruff, L.D. (1992). Isokinetic trunk muscle performance characteristics of classical ballet dancers. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 15 (2): 99-105.
- Bergfeld, J.A. (1982). The dancer's knee. *Emergency Medicine*, May 30: 32-41.
- Bettle, N.; Bettle, O. (2001). Body image and self-esteem in adolescent ballat dancers. *Perceptual and Motor Skills*, 93:297-309.
- Bettle, N.; Bettle, O.; Neumärker, U.; Neumärker, K.-J. (1998). Adolescent ballet school students: their quest for body weight change. *Psychopatology*, 31: 153-159.
- Bland, J.M.; Altman, D.G. (1986). Statistical method for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 1: 307-310.
- Blas, J. (1988). Acercamiento a una definición del flamenco. *Muestra de Danza Española "Bailar España"*. Reggio Emilia Festival 1988 (Italia). Edita Ministerio de Cultura, INAEM.
- Blas, J. (1995). Bailes populares. En: Navarro, J.L., Ropero, M., eds. *Historia del Flamenco*. 1ª ed. Sevilla: Ediciones Tartessos. p 265-285 (Tomo I).
- Blas, J.; Ríos, M. (1990). *Diccionario enciclopédico ilustrado del flamenco*. 2ª ed. Madrid: Cinterco.
- Bodor, M. (2001). Quadriceps protects the anterior cruciate ligament. *Journal of Orthopaedic Research*, 19: 629-633.
- Boone, D.C.; Azen, S.P.; Lin, C.M.; Spence, C.; Baron, C.; Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Physical Therapy*, 58 (11): 1355-1360.



## BIBLIOGRAFÍA

- Bordier, G. (1975). Anatomie appliquée à la danse. Le corps humain, instrument de la danse. París: Editions Amphora.
- Borrull, T. (1965). La danza española. 3ª ed. Barcelona: Sucesor de E. Meseguer. p. 20-22.
- Bourio, J.M. (1992). Colección Juan María Bourio: Archivo de baile español. Madrid: Ed. Ayuntamiento de Madrid.
- Bowen, T.R.; Miller, F.; Castagno, P.; Richards, J.; Lipton, G. (1998). A method of dynamic foot-pressures measurement for the evaluation of pediatric orthopaedic foot deformities. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 18: 789-793.
- Bowling, A. (1989). Injuries to dancers: prevalence, treatment, and perceptions of causes. *British Medical Journal*, 298: 731-734.
- Bransby-Zachary, M.A.P.; Stohther, I.G.; Wilkinson, R.W. (1990). Peak pressures in the forefoot. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 72-B: 718-21.
- Bravo, J. (1988). El Ballet Nacional de España triunfó en su presentación en el Metropolitan de Nueva York. *ABC (Diario)*, 13-7-88.
- Brenke, B.; Nahm, A.M.; Ritz, E. (1996). Papillary necrosis in a ballet dancer with no history of analgesic abuse. *Nephrology Dialysis Transplantation*, 11: 2501-2503.
- Bronner, S.; Brownstein, B. (1997). Profile of dance injuries in a Broadway show: a discussion of issues in dance medicine epidemiology. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 26 (2): 87-94.
- Broso, R.; Subrizi, R. (1996). Gynecologic problems in female athletes. *Minerva Ginecologica*, 48(3): 99-106.
- Brukner, P.; Bradshaw, C.; Khan, K.M.; White, S.; Crossley, K. (1996). Stress fractures: a review of 180 cases. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 6(2): 85-9.
- Bryan, N.; Smith, B.M. (1992). The ballet dancer. *Occupational Medicine*, 7(1): 67-75.
- Byl, N.N.; Sinnott, P.L. (1991). Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. *Spine*, 16(3): 325-330.
- Caballero, J.M. (1967). El baile andaluz. 3ª ed: Noguer, Barcelona.
- Caballero, J.M. (1988). Luces y sombras del flamenco. Nueva edición revisada. Sevilla: Algaida.
- Calabrese, L.H. (1982). Other miseries of the dance. *Emergency Medicine*, May 30: 57-64.

## BIBLIOGRAFÍA

- Calabrese, L.H.; Kirkendall, D.T. (1983). Nutritional and medical considerations in dancers. En Sammarco G.J. editor. Symposium of injuries to dancers. Clinics in Sports Medicine, 2(3): 539-548.
- Calvo, J.B. (1997). Danza y lesiones. ¿Es algo evitable o inevitable?. Dansart, 0: 41-46.
- Calvo, P.; Gamboa, J.M. (1994). Historia-guía del nuevo flamenco: el duende de ahora. 1ª ed. Madrid: Guía de música.
- Carballido, J. (1987). Incontinencia urinaria. En Muñoz, B. y de Villa, L.F. eds. Manual de Medicina Clínica. Diagnóstico y Terapéutica. Madrid: Fondo Editorial laboratorios Andrómaco. p. 292
- Carlson, R.E.; Fleming, L.L.; Hutton, W.C. (2000). The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophlangeal joint dorsiflexion angle. Foot & Ankle International, 21(1): 18-25.
- Carrasco, J.L.; Anderiz, M. (1978). El método estadístico en la clínica y la investigación médica. Anales Instituto Médico de la Beneficencia de Navarra, 13(4). Diputación Foral de Navarra. Editorial Gómez, Pamplona.
- Casado, J. (1995). El baile de los cafés cantantes. En: Navarro J.L., Ropero, M., eds. Historia del Flamenco. 1ª ed. Sevilla: Ediciones Tartessos. p. 253-281 (Tomo II).
- Casimiro, A.J.; Artés, E.M.; Delgado, M. (2001). Relación entre la práctica físico-deportiva y el consumo de alcohol a los 12 y 16. Selección, 10 (3): 137-144.
- Cavanagh, P.R.; Morag, E.; Boulton, A.J.M.; Young, M.J.; Deffner, K.T.; Pammer, S.E. (1997): The relationship of static foot structure to dynamic foot function. Journal of Biomechanics, 30 (3): 243-250.
- Cavanagh, P. (1999). Plantar soft tissue thickness during ground contact in walking. Journal of Biomechanics, 32: 623-628.
- Cavanagh, P.R. (1995). Letter to the Editor. Foot & Ankle International, 16(1):53
- Cavanagh, P.R.; Rodgers, M.M. (1985). Pressure distribution underneath the human foot. En: Perren, S. y Schneider, E. eds. Biomechanics: Current interdisciplinary research. Dordrecht: Martinus Nyhoff Publishers. p. 85-95.
- Cibulka, M.T. (1999). Low back pain and its relation to the hip and foot. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 29: 595-601.

## BIBLIOGRAFÍA

- Clanin, D.R.; Davison, D.M.; Plastino, J.G. (1986). Injury patterns in university dance students. En: Shell, C.G., ed. The 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings, Vol 8: The Dancer as Athlete. Champaign (Illinois): Human Kinetics Publishers Inc. p. 195-199.
- Clanton, T.O.; Ford, J.J. (1994). Esguinces de la primera articulación metatarsofalángica (Lesión “turf toe”). Clínicas de Medicina Deportiva: Lesiones del pie y del tobillo, 4: 750-763.
- Clapp, S.; Wing, A.M. (1999). Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. Experimental Brain Research, 125: 521-524.
- Clarkson, P.M.; Freedson, P.S.; Skrinar, M.; Keller, B.; Carney, D. (1989). Anthropometric measurements of adolescent and profesional classical ballet dancers. Journal in Sports Medicine and Physical Fitness, 29(2): 157-162.
- Cleveland, R.H.; Kushner, D.C.; Ogden, M.C.; Herman, T.E.; Kermond, W.; Correia, J.A. (1988). Determination of leg length discrepancy. A comparison of weight-bearing and supine imaging. Investigative Radiology, 23: 301-304.
- Clippinger-Robertson, K. (1987). A unique chalenge. Biomechanical considerations in turn out. The Journal of Physical Education, Recreation & Dance, May-Jun: 37-40.
- Cobb, J.; Claremont, D.J. (1995). Transducers for foot pressure measurement: servey of recent developments. Medical & Biological Engineering & Computing, 33: 525-532.
- Cohen, J.L. (1987) The cardiovascular and metabolic demands of classical dance. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. Dance Medicine. A Comprehensive Guide. Chicago: Pluribus Press. 73-81.
- Colubi, J.M. (1995). Las bailarinas de Cádiz. En: Navarro J.L., Ropero, M., eds. Historia del Flamenco. 1ª ed. Sevilla: Ediciones Tartessos Sevilla. p. 43-61(Tomo I).
- Contreras, R. (1987). Pedagogía de la danza española. 1ª ed. Barcelona: R. Contreras.
- Corchete, A.; Pinilla, M. (1996). Diagnóstico diferencial de presiones durante la marcha (estática y dinámica: 1ª parte). Revista Española de Podblogía, 7 (5): 279-288.
- Crotts, D.; Thompson, B.; Nahom, M.; Ryan, S.; Newton, R.A. (1996). Balance abilities of professional dancers on select balance tests. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 23 (1): 12-17.
- Cuesta, A.; Revilla, M.; Villa, L.F.; Hernández, E.R.; Rico, H. (1996). Total and regional bones mineral content in spanish professional ballet dancers. Calcified Tissue International, 58: 150-154.

## BIBLIOGRAFÍA

- Cuesta, A.L. (1993). Dieta y Danza. Programa de actividades complementarias, Real Conservatorio Profesional de Danza, Madrid, 24-4-1993.
- Cutler, R.E. (1994). Infecciones de riñón, las vías urinarias y el aparato genital masculino. En: Berkow, R. y Fletcher, A.J., eds. El Manual Merck, 9ª ed: Madrid. Mosby/Doyma Libros. p. 1898-1916.
- Chalk, P.J.; McPoil, T.; Cornwall, M.W. (1995). Variations in foot volume before and after exercise. Journal of the American Podiatric Medical Association, 85 (9): 470-472.
- Chatfield, S.J.; Barr, S.; Woollacott, M.H.Y.; Seistrup, H. (1996). Electromyographic and kinematic analysis of movement repatterning in dance. Impulse, 4 (3): 220-234.
- Chen, H.; Nigg, B.M.; Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. Clinical Biomechanics, 9: 335-341.
- Chu, W.C.; Lee, S.H.; Wang, T.J.; Lee, M.C. (1995): The use of arch index to characterize arch height: a digital image processing approach. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 42 (11): 1088-1109.
- Dahlström, M.; Esbjörnsson, M.; Gierup, J.; Kaijser, L.; Jansson, E. (1997). High proportion of type I fibres in thigh muscle of young dancers. Acta Physiologica Scandinavica, 160: 49-55.
- Dahlstrom, M.; Inasio, J.; Jansson, E.; Kaijser, L. (1996). Physical fitness and physical effort in dancers: a comparison of four major dance styles. Impulse, 4 (3): 193-209.
- Dananberg, H.J. (2000). Sagittal plane biomechanics. Journal of the American Podiatric Medical Association, 90(1):47-50.
- Daniels, L.; Worthingam, C. (1988). Pruebas funcionales musculares. 3ª ed. Madrid: McGraw-Hill, Interamericana de España.
- Davison, K.K.; Earnest, M.B.; Birch, L.L. (2002). Participation in aesthetic sports and girls' weight concerns at ages 5 and 7 years. International Journal of Eating Disorders, 31: 312-317.
- De Arantzibia, I. (2000). La fusión de las artes. Quincena musical donostia. Por la Danza, nº 45: 24-25.
- De Souza, M.J.; Metzger, D. (1991). Reproductive dysfunction in amenorrheic athletes and anorexic patients: a review. Medicine and Science in Sports and Exercise, 23(9): 995-1007.

## BIBLIOGRAFÍA

- De Souza, N.M.; Daniels, O.J.; Williams, A.D.; Gilderdale, D.J.; Abel, P.D. (2002). Female urinary genuine stress incontinence: anatomic considerations at MR imaging of the paravaginal fascia and urethra initial observations. *Radiology*, 225(2): 433-439.
- Del Río, C. (1993). *Apuntes sobre la danza española*. Tip Artística, Córdoba.
- Diccionario de la Lengua Española (2001). Real Academia Española. 22ª ed. Madrid: Espasa Calpe. Quejicoso; p. 1874.
- Dolgener, F.A.; Spasoff, T.C.; St. John, W.E. (1980). Body build and body composition of high ability female dancers. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51: 599-607.
- Domenech, M. (1979). Presentación del Ballet Nacional Español dirigido por Antonio Gades. *El País* (Diario), 14-6-79.
- Doreste, J.L.; Massó, N. (1989). Perfil fisiológico del bailarín. *Archivos de Medicina de Medicina del Deporte*, VI(21): 57-62.
- Drerup, B.; Hafkemeyer, U.; Moller, M.; Wetz, H.H. (2001). Effect of walking speed on pressure distribution of orthopedic shoe technology. *Orthopade*, 30 (3): 169-175.
- Drossman, D.A. (1994). Dispepsia funcional y otros trastornos gastrointestinales inespecíficos. *El Manual Merck*, 9ª ed: Madrid. Mosby/Doyma Libros. p. 839-845.
- Drukker, B.H. (1994). Problemas ginecológicos comunes. En: Berkow, R. y Fletcher, A.J., eds. *El Manual Merck*, 9ª ed: Madrid. Mosby/Doyma Libros. p. 1978-1990.
- Durá, J.V.; Pérez, P.; Martínez, A. (2001). Análisis y criterios para las colchonetas de gimnasia deportiva. *Biomecánica de la recepción y su epidemiología*. *Selección*, 10 (4): 180-195.
- Dusek, T. (2001). Influence of high intensity training on menstrual cycle disorders in athletes. *Croatian Medical Journal*, 42 (1): 79-82.
- Ebbeling, C.J.; Hamill, J.; Crusemeyer, J.A. (1994). Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19 (4): 190-196.
- Eichner, R.; Loucks, A.B.; Johnson, M.; Steen, S. (1997). La triada de las atletas. *Sports Science Update*, 3(2): 3.
- Einarsdóttir, H.; Troell, S.; Wykman, A. (1995). Hallux valgus in ballet dancers: A myth?
- Eisenman, P.A.; Mikat, R.P.; Hamblin, B. (1995). Body composition and performance. *Impulse*, 3(4): 296-302.

- Eliakim, A.; Ish-Shalom, S.; Gilad, A.; Falk, B.; Constantini, N. (2000). Assessment of body composition in ballet dancers: correlation among anthropometric measurements, bio-electrical impedance analysis, and dual-energy X-ray absorptiometry. *International Journal of Sports Medicine*, 21: 598-601.
- Elveru, R.A.; Rothsein, J.M.; Lamb, R.L. (1988). Goniometric reliability in a clinical setting. Subtalar and ankle joint measurements. *Physical Therapy*, 68(5): 673-677.
- Elvira, A. (2001). La danza en la antigüedad. En: *Introducción a la historia de la danza: desde sus orígenes al romanticismo*. Curso organizado por la Asociación de Profesionales de la Danza de Madrid. Madrid: Espacio Madrid, 16-27 de Abril de 2001.
- Ende, L.S.; Wickstrom, J. (1982). Ballet injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 10(7): 101-118.
- Eng, J.J.; Piernowski, M.R. (1993). Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy*, 73 (2): 62-70.
- Epstein, E. (1994). Dermatología. En: Berkow, R. y Fletcher, A.J., eds. *El Manual Merck*, 9ª ed: Madrid. Mosby/Doyma Libros. p. 2652-2718.
- Espada, A. (2000). Habla Carmen Amaya. *El País Semanal (suplemento)*, nº 1229: 74-80. 16-4-00.
- Espada, R. (1997). *La danza española, su aprendizaje y conservación*. 1ª ed. Madrid: Librerías Deportivas Esteban Sanz.
- Esparza, F. (1990). Determinación del somatotipo y composición corporal durante el crecimiento. En: Martínez JL editor. *Niño, adolescente y deporte. Ortopedia y traumatología*. IV Jornadas nacionales de traumatología del deporte. Murcia: Consejería de Sanidad de Murcia. p. 45-55.
- Esquivel, J. (1642). *Discursos sobre el arte del dançado y sus excelencias y primer origen, reprobando las acciones deshonestas*. Reedición. Valencia: Ed. Librerías París-Valencia, 1992.
- Evans, R.W.; Evans, R.I.; Carvajal, S.; Perry, S. (1996). A survey of injuries among Broadway performers. *American Journal of Public Health*, 86 (1): 77-80.
- F.P. (1984). Medea-Vargas. *El Público (Revista)*, nº 11-12.
- Fernández de Haro, E.; García, J.; Incentis A.Mª; Palomeque, Mª C.; Rivas, A.; Salvador, A. (1988). *Iniciación al flamenco: proyecto de educación psicomotriz globalizada*. Sevilla: Consejería de Educación y Ciencia.

## BIBLIOGRAFÍA

- Fernández-Palazzi F.; Rivas, S.; Pérez, Y. (1992). Lesiones en bailarines de ballet clásico. Estudio estadístico de cuatro años. Archivos de Medicina Deportiva, IX(35): 309-315.
- Ferris, L.; Sharkey, N.A.; Smith, T.S.; Matthews, D.K. (1995). Influence of extrinsic plantar flexors on forefoot loading during heel rise, Foot & Ankle International, 16 (8): 464-473.
- Fiorotto, M.L.; Cochran, W.J.; Funk, R.C.; Sheng, H.P.; Klish, W.J. (1987): Total body electrical conductivity measurements: effects of body composition and geometry. American Journal of Physiology, 252: R794-R800.
- Foldes, A.J.; Danzinger, A.; Constantini, N.; Popovtzer, M.M. (1997). Reduced ultrasound velocity in tibial bone of young ballet dancers. International Journal of Sports Medicine, 18: 296-299.
- Foot & Ankle International, 16(2):92-94.
- Foster, D.W. (1989). Anorexia nerviosa y bulimia. En Braunwald, E.; Isselbacher, K.J.; Petersdorf, R.G.; Wilson, J.D.; Martin, J.B. y Fauci, A.S., eds. Harrison: Principios de medicina interna. 11ª ed. Madrid: Interamericana-McGraw-Hill. p. 492-495.
- Frey, C. (2000). Foot health and footwear for women. Clinical Orthopaedics and Related Research, 372: 32-44.
- Friberg, O. (1983) Clinical Symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. Spine, 8(6): 643-651.
- Friden, T.; Zätterström, R.; Linstrand, A.; Moritz, U. (1989). A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. The American Journal of Sports Medicine, 17(1): 118-122.
- Frisch, R.E.; Wyshak, G.; Vicent, L. (1980). Delayed menarche and amenorrhea in ballet dancers. The New England Journal of Medicine, 303(1): 17-19.
- Froh, R.; Yong-Hing, K.; Cassidy, J.D.; Houston, C.S. (1988). The relationship between leg length discrepancy and lumbar facet orientation. Spine, 13 (3): 325-327.
- Frusztajer, N.T.; Dhuper, S.; Warren, M.P.; Brooks-Gunn J.; Fox, R.P. (1990). Nutrition and the incidence of stress fractures in ballet dancers. The American Journal of Clinical Nutrition, 51: 779-783.
- Fry, R.M. (1983): Dance and orthopaedics. Each type has its special medical problems. Orthopaedic Review, XII (11): 49-56.
- Fuller, E.A. (1999). Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. Journal of the American Podiatric Medical Association, 89 (6): 278-291.

- Gajkosik, R.; Simpson, R.; Smith, R.; DonTigny, R.L. (1985). Intratester reliability of measuring the standing position and range of motion. *Physical Therapy*, 65(2):169-174.
- Gannon, L.M.; Bird, H.A. (1999). The quantification of joint laxity in dancers and gymnasts. *Journal of Sports Sciences*, 17: 743-750.
- Gantz, J. (1986). Prevention of dance injuries: evaluation of faulty technique patterns in dance. En: Conference 86'Glasgow. Proceedings of the VIII Commonwealth and International Conference of Sport, Physical Education, Dance, Recreation and Health. Section V, Health Related Aspects of Dance. p. 301-304.
- Garrick, J.G.; Requa, R.K. (1993). Ballet injuries: an analysis of epidemiology and financial outcome. *The American Journal of Sports Medicine*, 21(4): 586-90.
- Gelabert, R. (1980). Preventing Dancer' s Injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 8 (4): 195-198.
- Gentili, A.; Masih, S.; Yao, L.; Seeger, L.L. (1996). Pictorial review: foot axes and angles. *The British Journal of Radiology*, 69: 968-974.
- Gilbert, C.B.; Gross, M.T.; Klug, K.B. (1998). Relationship between hip external rotation and turnout angle for the five classical ballet positions. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27(5): 339-347.
- Golomer, E.; Crémieux, J.; Dupui, P.; Isableu, B.; Ohlmann, T. (1999). Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neuroscience Letters*, 267: 189-192.
- Golomer, E.; Dupui, P.; Monod, H. (1997). The effects of maturation on self-induced dynamic body sway frequencies of girls performing acrobatics or classical dance. *European Journal of Applied Physiology*, 76: 140-144.
- Golomer, E.; Fery, Y.A. (2001). Unilateral jump behavior in young professional female ballet dancers. *International Journal of Neuroscience*, 110 (1-2): 1-7.
- Goonetilleke, R.S.; Luximon, A. (1999). Foot flare and foot axis. *Human Factors*, 41(4): 596-607.
- Graf, P.M. (1993). The EMED system of foot pressure analysis. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 10 (3): 445-454.
- Grahame, R.; Jenkins, J.M. (1972). Joint hypermobility, asset o liability? A study of joint mobility in ballet dancers. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 31: 109-111.



## BIBLIOGRAFÍA

- Gross, D.; Sengler, J. (2001). Reeduación del periné. 1ª ed. Barcelona: Ed.Massón.
- Grundy, M.; Tosh, P.A.; McLeish, R.D.; Smidt, L. (1975). An investigation of the centres of pressure under the foot while walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 57-B (1): 98-103.
- Grupo osteoporosis de la semFYC (2000). Osteoporosis. Guía de abordaje. Recomendaciones semFYC. Barcelona: EdiDe.
- Guillén, P. (1977). Exploración de la columna. En: Fundación Mapfre eds. Lesiones traumáticas de la columna. III Symposium internacional de traumatología. Madrid: Ed. Mapfre. p. 15-59.
- Guillén, P.; White, F.L.; Cachero, B. (1977). Lumbalgia. En: Fundación Mapfre eds. Lesiones traumáticas de la columna. III Symposium internacional de traumatología. Madrid: Ed. Mapfre. p. 204-220.
- Gurney, B. (2002). Leg length discrepancy. *Gait and Posture*, 15: 195-206.
- Gutiérrez, M. (1999). Biomecánica Deportiva. Bases para el análisis. Madrid: Ed. Síntesis.
- Gutiérrez, P.; Pérez, A.; Sebastia, E.; Cebrian, R. (1996). Estudio in vitro de la influencia del ángulo de inclinación del calcáneo en el vector de carga del retropié. *Revista de Ortopedia y Traumatología*, 40: 378-382.
- Hamilton, L.H.; Brooks-Gunn, J.; Warren, M.P.; Hamilton, W.G. (1988). The role of selectivity in the pathogenesis of eating problems in ballet dancers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20 (6): 560-565.
- Hamilton, L.H.; Hamilton, W.G.; Meltzer, J.; Marshall, P.; Molnar, M.(1989). Personality, stress, and injuries in professional ballet dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 17 (2): 263-267.
- Hamilton, W.G. (1986). Physical prerequisites for ballet dancers. *The Journal of Musculoskeletal Medicine*, 3(11): 61-66.
- Hamilton, W.G. (1988). Foot and ankle injuries in dancers. *Clinics in Sports Medicine*, 7 (1): 143-173.
- Hamilton, W.G. (1991). Ballet. En: W.B. Saunders Company, ed. *Sports Medicine: The School-Age Athlete*. Philadelphia: Harcourt Brace Jovanovich. p. 484-519.
- Hamilton, W.G.; Hamilton, L.H.; Marshall, P.; Molnar, M. (1992). A profile of the musculoskeletal characteristics of elite professional ballet dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(3): 267-273.

## BIBLIOGRAFÍA

- Hamilton, W.G. (1989). Anatomía quirúrgica del pie y del tobillo. Clinical Symposia. Ciba-Geigy, 37 (3): 1-32.
- Han, T.R.; Paik, N.J.; Im, M.S. (1999). Quantification of the path of center of pressure (COP) using an F-Scan in-shoe transducer. Gait and Posture, 10: 248-254.
- Hardaker Jr., W.T.; Erickson, L.; Myers, M. (1986). The pathogenesis of dance injury. En: Shell, C.G. ed. The 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings, Vol. 8. The Dancer as Athlete. Champaign (Illinois): Human Kinetics Publishers Inc. p. 11-29.
- Harvey, J.; Tanner, S. (1991). Low back pain in young athletes. A practical approach. Sports Medicine, 12 (6): 394-406.
- Hawes, M.R.; Nachbauer, W.; Sovak, D.; Nigg, B.M. (1992). Footprint parameters as a measure of arch height. Foot & Ankle, 13 (1): 22-26.
- Hennig, E.M.; Rosenbaum, D. (1991). Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. Foot & Ankle, 11(5): 306-311
- Hergenroeder, A.C. (1995). Bone mineralization, hypothalamic amenorrhea, and sex steroid therapy in female adolescents and young adults. The Journal of Pediatrics, 126(5): 683-689.
- Hergenroeder, A.C.; Brown, B.; Klish, W.J. (1993). Anthropometric measurements and estimating body composition in ballet dancers. Medicine and Science in Sports and Exercise, 25(1): 145-150.
- Hergenroeder, A.C.; Fiorotto, M.L.; Klish, W.J. (1991a). Body composition in ballet dancers measured by total body electrical conductivity. Medicine and Science in Sports and Exercise, 23(5): 528-533.
- Hergenroeder, A.C.; Wong, W.W.; Fiorotto, M.L.; Smith, E.O.; Klish, W.J. (1991b). Total body water and fat-free mass in ballet dancers: comparing isotope dilution and TOBEC. Medicine and Science in Sports and Exercise, 23(5): 534-541.
- Hernández, L. (1993). Danza española. La Última Hora (Diario), 25-2-93.
- Hernández-Corvo, R. (1989). Morfología funcional deportiva. Sistema locomotor. 1º edición. Barcelona: Ed. Paidotribo.
- Hintermann, B.; Nigg, B.M. (1998). Pronation in runners. Implications for injuries. Sports Medicine, 26(3):169-176.

## BIBLIOGRAFÍA

- Hodgdon, J.A.; Friedl, K.E.; Beckett, M.B.; Westphal, K.A.; Shippee, R.L. (1996). Use of bioelectrical impedance analysis measurements as predictors of physical performance. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 64 (suppl): 463S-8S.
- Hogan, M.T.; Staheli, L.T. (2002). Arch height and lower limb pain: an adult civilian study. *Foot & Ankle International*, 23(1): 43-47.
- Holderness, C.C.; Brooks-Gunn, J.; Warren, M.P. (1994). Eating disorders and substance use: a dancing vs a nondancing population. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(3): 297-302.
- Holderness, C.C.; Brooks-Gunn, J.; Warren, M.P. (1994). Eating disorders and substance use: a dancing vs a nondancing population. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(3): 297-302.
- Hoppenfeld, S. (1989). Exploración física de la columna vertebral y las extremidades. México D.F: Editorial El Manual Moderno.
- Hortal, A. (1986). Aproximación al flamenco y su raíz. 1ª ed. Granada: Albolote.
- Hosein, R.; Lord, M. (2000). A study of in-shoe plantar shear in normals. *Clinical Biomechanics*, 15: 46-53.
- Houtkooper, L.B. (1996). Assessment of body composition in youths and relationship to sport. *International Journal of Sport Nutrition*, 6: 146-164.
- Howse, A.J. (1987). The young ballet dancer. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press Inc. p. 107-114.
- Howse, A.J., Hancock, S. (1988). *Dance technique and injury prevention*. London: A & C Black.
- Howse, A.J.G. (1972). Orthopaedics aid ballet. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 89: 52-63.
- Hsi, W.L.; Lai, J.S.; Yang, P.Y. (1999). In-shoe pressure measurements with a viscoelastic heel orthosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80: 805-10.
- Huesa, F.; Carabias, A. (1999). Evaluación comparativa isométrica, isotónica, e isocinética de la musculatura flexoextensora de columna lumbar, en sujetos sanos y afectados de lumbalgia. *Mapfre Medicina*, 10 (3): 213-218.

## BIBLIOGRAFÍA

- Hugel, F.; Cadopi, M.; Kohler, F.; Perrin, Ph. (1999). Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purposes. *International Journal of Sports Medicine*, 20: 86-92.
- Hughes, J.; Clark, P.; Klenerman, L. (1990). The importance of the toes in walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 72-B (2): 245-251.
- Jahss, M.H.; Kummer, F.; Michelson, J.D. (1992a). Investigations into the fat pads of sole of the foot: heel pressure studies. *Foot & Ankle International*, 1992; 13(5): 227-232.
- Jahss, M.H.; Michelson, D.J.; Desai, P.; Kaye, R.; Kummer, F.; Buschman, W.; Watkins, F.; Reich, S. (1992b). Investigations into the fat pads of the sole of the foot: anatomy and histology. *Foot & Ankle International*, 13(5): 233-242.
- Janisse, D.J. (1992). The art and science of fitting shoes. *Foot & Ankle*, 13(5): 257-262.
- Janisse, D.J. (1994). Indications and prescriptions for orthoses in sports. *Orthopedic Clinics of North America*, 25(1): 95-107.
- Jashh, M.H.; Kummer, F.; Michelson, J.D. (1992a). Investigations into the fat pads of sole of the foot: heel pressure studies. *Foot & Ankle International*, 13(5): 227-232.
- Jefferson, R.J.; Collins, J.J.; Whittle, M.W.; Radin, E.L.; O'Connor, J.J. (1990). The role of the quadriceps in controlling impulsive forces around heel strike. *Proceedings of the Institution of Medical Engineers: Part H, Journal of engineering in medicine*, 204: 21-28.
- Jeka, J.J. (1997). Light touch contact as balance aid. *Physical Therapy*, 77(5):476-487.
- Jeong, B.Y. (1991). Respiration effect on standing balance. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72: 642-645.
- Kadel, N.K.; Teitz, C.C.; Kronmal, R.A. (1992). Stress fractures in ballet dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 20 (4): 445-449.
- Kapandji, I.A. (1988). Cuadernos de fisiología articular. 4ª ed. Barcelona: Toray-Masson SA.
- Katch, F.I. (1993). The body profile analysis system (BPAS) to estimate ideal body size and shape: application to ballet dancers and gymnasts. *World Review of Nutrition and Dietetics*, 71: 69-83.
- Kaufman, B.A.; Warren M.P.; Dominguez, J.E.; Wang, J.; Heymsfield, S.B.; Pierson, R.N. (2002). Bone density and amenorrhea in ballet dancers are related to a decreased resting metabolic rate and lower leptin levels. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 87 (6): 2777-2783.

## BIBLIOGRAFÍA

- Ker, R.F. (1996). The time-dependent mechanical properties of the human heel pad in the context of locomotion. *The Journal of Experimental Biology*, 199: 1501-1508.
- Kernozek, T.W.; LaMott, E.E.; Dancisak, M.J. (1996). Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. *Foot & Ankle International*, 17(4): 204-209.
- Kerrigan, D.C.; Croce, U.D.; Marciello, M.; Riley, P.O. (2000). A refined view of the determinants of gait: significance of heel rise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81: 1077-80.
- Kerrigan, D.C.; Todd, M.K.; Riley, P.O. (1988). Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *The Lancet*, 351: 1399-1401.
- Khan, K.; Roberts, P.; Nattrass, C.; Bennell, K.; Mayes, S.; Way, S.; Broun, J.; Mcmeeken, J.; Wark, J. (1997). Hip and ankle range of motion in elite classical ballet dancers and controls. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 7(3): 174-179.
- Kilmartin, T.E.; Wallace, W.A. (1994). The Scientific basis for the use of biomechanical foot orthoses in the treatment of lower limb sports injuries: a review of the literature. *British Journal of Sports Medicine*, 28: 180-184.
- Kirby, K.A. (2000). Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(1): 30-34.
- Kirdendall, D.T.; Calabrese, L.H. (1983). Physiological aspects of dance. En: Sammarco, G.J., ed. *Symposium of Injuries in Dancers. Clinics in Sports Medicine*, 2(3): 525-537.
- Kleiger, B. (1987). Foot and ankle injuries in dancers. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press. 115-134.
- Knikou, M.; Conway, B.A. (2001). Modulation of soleus H-reflex following ipsilateral mechanical loading of the sole of the foot in normal and complete spinal cord injured humans. *Neuroscience Letters*, 303:107-110.
- Know, J.O.E. (1976). *Practice: a handbook of primary care*. London: Kluwer Harrup.
- Koutedakis, Y.; Frischknecht, R.; Murthy, M. (1996). Knee flexion to extension peak torque ratios and low-back injuries in highly active individuals. *International Journal of Sports Medicine*, 18 (4): 290-295.
- Koutedakis, Y.; Myszkewycz, L.; Soulas, D.; Papapostolou, V.; Sullivan, I.; Sharp, N.C.C. (1999). The effects of rest and subsequent training on selected physiological parameters in professional female classical dancers. *International Journal of Sports Medicine*, 20: 379-383.

- Krasnow, D.H.; Chatfield, S.J. (1996). Dance science and the dance technique class. *Impulse*, 4 (2): 162-172.
- Kravitz, S.R.; Murgia, C.J.; Huber, S.; Fink, K.; Shaffer, M.; Varela, L. (1986). Bunion deformity and the forces generate around the great toe: a biomechanical approach to analysis of pointe dance, classical ballet. En: Shell, C.G., ed. *The 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings*, Vol 8: The Dancer as Athlete. Champaign (Illinois): Human Kinetics Publishers. p. 213-225.
- Kreighbaum, E.F. (1996). Biomechanical considerations for foot-ground interfaces. En Kreighbaum, E.F. y Smith, M.A. eds. *Sports and fitness equipement design*. 1ª ed. Champaign (Illinois): Human Kinetics Publishers Inc. p. 3-14.
- Kulund, D.N. (1990). *Lesiones deportivas*. 2ª ed. Barcelona: Ed. Salvat.
- Kuncir EJ, Wirta W, Golbranson FL (1990). Load-bearing characteristics of polyethylene foam: an examination of structural and compression properties. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 27 (3): 2229-2238.
- Kushner, S.; Saboe, L.; Reid, D.C.; Penrose, T.; Grace, M. (1990). Reelationship of turnout to hip abduction in professional ballet dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 18(3): 286-291.
- La Meri* (1948). *Spanish dancing*. New York: A.S. Barnes.
- Lalagia (1985). *Spanish dancing: a practical handbook*. London: Dance Brooks.
- Lamata, M.; Lison, A.; Bento, J. (1988). Lesions osteo-musculaires chez les étudiants à L' école de ballet. *Acta Orthopaedica Belgica*, 54 (4): 418-423.
- Latorre, J. (2001). Personal e intransferible. *Manifiesto flamenco*. *Por la Danza*, 51: 46-47.
- Lavery, L.A.; Vela, S.A.; Ashry, H.R.; Lancot, D.R.; Athanasiou, K.A. (1997). Novel methodology to obtain salient biomechanical characteristics of insole materials. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 87(6): 266-271.
- Leanderson, J.; Erikson, E.; Nilsson, C.; Wykman, A. (1996). Proprioception in classical ballet dancers. A prospective study of the influence of an ankle sprain on propioception in the ankle joint. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(3): 370-4.
- Leblon, B. (1989). *La etapa secreta del cante*. *Dos siglos de flamenco: Actas de la conferencia internacional: 21-25 de Junio 1988; Jerez (Cádiz), España*. Jerez (Cádiz): Fundación Andaluza de Flamenco. p. 253-268.

## BIBLIOGRAFÍA

- Leblon, B. (1995). Los gitanos. En: Navarro, J.L. y Ropero, M., eds. Historia del Flamenco. 1ª ed. Sevilla: Ediciones Tartessos. p. 149-172 (Tomo I).
- Lelièvre, J.; Lelièvre, J.F. (1987). Patología del pie. 4ª ed. Barcelona: Masson.
- León, C. (1990). Didáctica del Flamenco. Sevilla: Consejería de Educación y Ciencia, Talleres de Cultura Andaluza.
- Leppilähti, J.; Korpelaimem, R.; Karpakka, J.; Kvist, M.; Orava, S. (1998). Ruptures of the Achilles tendon: relationship to inequality in length of legs and to patterns in the foot and ankle. *Foot & Ankle International*, 19 (10): 683-687.
- Lewis, R.L.; Dickerson, J.W.T.; Davies, G.J. (1997). Lifestyle and injuries of professional ballet dancers: reflections in retirement. *Journal of the Royal Society of Health*, 117 (1): 23-31.
- Lewis, R.L.; Dickerson, J.W.T.; Davies, G.J. (1997). Lifestyle and injuries of professional ballet dancers: reflections in retirement. *Journal of the Royal Society of Health*, 117 (1): 23-31.
- Liang, M.C.T.; Su, H.F.; Lee, N.Y. (2000). Skin temperature and skin blood flow affect bioelectric impedance study of female fat-free mass. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (1): 221-227.
- Linares, J. (2000). Comunicación personal. Entrevista mantenida en: Cursillo especial sobre danzas regionales organizado por la Asociación de Profesionales de la Danza de Madrid. Madrid: Espacio Madrid, 9-20 de Octubre de 2000.
- Liu, S.H.; Jason, W.J. (1994). Esguince externo de tobillo y problemas de inestabilidad. *Clínicas de Medicina Deportiva*, 4: 817-853.
- Lohman, T.G. (1986). Applicability of body composition techniques and constants for children and youths. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 14: 325-357.
- Loosli, A.R.; Benson, J.; Gilhen, D.M. (1987). Nutrition and the dancer. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press. 100-106.
- Loosli, A.R.; Benson, J.; Gilhen, D.M. (1987). Nutrition and the dancer. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E., eds. *Dance Medicine a Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press Inc. p. 100-106.

## BIBLIOGRAFÍA

- López-Varela, S.; Montero, A.; Chandra, R.K.; Marcos, A. (1999). Influencia de la dieta en el estado nutricional de bailarinas: marcadores inmunológicos. *Nutrición Hospitalia*, XIV (5):184-190.
- Lord, M.; Reynolds, D.P.; Hughes, J.R. (1986). Foot pressure measurement: a review of clinical findings. *Journal of Biomedical Engineering*, 8: 283-294.
- Lujan, N. (1989). Diaguilev y sus ballets rusos. *Historia y vida*, 53 (extra): 82-93.
- Llana, S.; Brizuela, G. (1996a). Estudio biomecánico de los impactos en los saltos. *Selección*; 5 (2): 103-107.
- Llana, S.; Brizuela, G. (1996b). Modificaciones en la cinética de la marcha humana inducidas por el treadmill. *Selección*, 1996; 5(3): 166-171.
- Macintyre, J.; Joy, E. (2000). Foot and ankle injuries in dance. *Clinics in Sports Medicine*, 19 (2): 351-368
- Malone, T.R.; Hardaker, W.T. (1990). Rehabilitation of foot and ankle injuries in ballet dancers. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 11(8): 355-361.
- Maloney, M.J. (1983). Anorexia nervosa and bulimia in dancers. Accurate diagnosis and treatment planning. En Sammarco, G.J. ed. *Symposium of injuries to dancers*. *Clinics in Sports Medicine*, 2(3): 549-55.
- Malsen, B.A.; Ackland, T.R. (1994): Radiographic study of skin displacement errors in the foot and ankle during standing. *Clinical Biomechanics*, 9(5): 291-296.
- Manfredi, D. (1983). *Cante y baile flamencos*. 1ª ed. Madrid: Everest.
- Manna, I.; Pradhan, D.; Ghosh, S.; Kar, S.K.; Dhara, P. (2001). A comparative study of foot dimension between adult male and female and evaluation of foot hazards due to using of footwear. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 20 (4):241-246.
- Marhuenda, A.M.; Hoyos, J.V.; Ferrús, E.; García, J.C.; Solaz, J.S. (1999). Biofoot-IBV una técnica de registro y análisis de la distribución de presiones plantera aplicable a la mejora del rendimiento deportivo. *Archivos de Medicina del Deporte*, XVI(71): 251-259.
- Marins, J.C.; Dantas, E.H.; Zamora, S. (2000). Deshidratación y ejercicio físico. *Selección* 9 (3): 149-163.
- Martínez de la Peña, T. (1969). *Teoría y práctica del baile flamenco*. 1ª ed. Madrid: Aguilar.



## BIBLIOGRAFÍA

- Martínez de la Peña, T. (1989). La historia del baile flamenco. Dos siglos de flamenco: Actas de la conferencia internacional: 21-25 de Junio 1988; Jerez (Cádiz), España. Jerez (Cádiz): Fundación Andaluza de Flamenco. p. 313-326.
- Martínez de la Peña, T. (1995a). El ballet flamenco. En: Navarro, J.L. y Ropero, M., eds. Historia del Flamenco. 1ª ed. Sevilla: Ediciones Tartessos. p. 91-115 (Tomo III).
- Martínez de la Peña, T. (1995b). El ballet flamenco, II. En: Navarro, J.L. y Ropero, M., eds. Historia del Flamenco. 1ª ed. Sevilla: Ediciones Tartessos. p. 11-39 (Tomo IV).
- Martorell, J.; Olivella, J.M.; Viladot, J. (1989). El calzado. En: Viladot, A. ed. Quince lecciones sobre palología del pie. 1ª ed. Barcelona: Ed. Toray. p. 245-258.
- Mascaró, R. (1989). Patología de los dedos. En: Viladot, A. ed. Quince lecciones sobre palología del pie. 1ª ed. Barcelona: Ed. Toray. p. 189-213.
- Massion, J. (1994). Postural control system. Current Opinion in Neurology, 4: 877-887.
- Massó, N. (1992). Aproximació a l'estat de salut del ballarins del nostre entorn. Annal de L'Academia de Medicina de Barcelona, 78 (8): 185-192.
- Massó, N. (1993). Estudi electromiogràfic de l'extremitat inferior en un grup de ballarines. Apunts, 30: 7-21.
- Massó, N. (1995). Estudio en dinámica de la huella plantar de la bailarina. Nassarre, 11(1-2): 325-344.
- Matamoros, E. (2002). Flamenco en Nueva York. Por la Danza, 54: 50-51.
- Maurer, C.; Mergner, T.; Bolha, B.; Hlavacka, F. (2001). Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar soles. Neuroscience Letters, 302: 45-48.
- McBride, I.D.; Wyss, U.P.; Cooke, T.D.V.; Chir, B.; Murphy, L.; Phillips, J.; Olney, S.J. (1991). First metatarsophalangeal joint reaction forces during high-heel gait. Foot & Ankle International, 11(5). 282-288.
- McClay, I.; Manal, K. (1998). The influence of foot abduction on differences between two-dimensional and three-dimensional rearfoot motion. Foot & Ankle International, 19(1):26-31.
- McDonnell, M.F.; Butler, J.E. (1988). Osteochondral fracture of the tibial plateau in a ballerina. The American Journal of Sports Medicine, 16 (4): 417-418.
- McLaren, D.S. (1994). Nutrición. Consideraciones generales. En: Berkow, R. y Fletcher, A.J., eds. El Manual Merck de Diagnóstico y Terapéutica. 9ª ed. Barcelona: Doyma Libros. p. 1046-1066.

## BIBLIOGRAFÍA

- McPoil, T.G.; Cornwall, M.W. (1996). Relationship between three static angles of the rearfoot and the pattern of rearfoot motion during walking. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 23(6): 370-375.
- McPoil, T.G.; Cornwall, M.W. (1998). Variability of the center of pressure pattern integral during walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88 (6): 259-267.
- Mederos, A. (1996). *El flamenco*. 1ª ed. Madrid: Acento.
- Menz, H.B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(3): 119-129.
- Miguel-Tobal, F.; Martín, Mª D.; Martín, E. Mª (1998). Anorexia nerviosa y bulimia nerviosa en el ámbito deportivo. *Selección* 7(2): 55-68.
- Miller, D.E.; Paulos, L.E.; Parker, R.D.; Fishell, M. (1990). The ballet technique shoe: a preliminary study of eleven differently modified ballet technique shoes using force and pressure plates. *Foot & Ankle*, 11 (2): 97-100.
- Miró, A. (1993). Suma de factores. *La Última Hora (Diario)*, 27-2-93.
- Monjar, J. (1983). Informe inédito sobre los Ballets Nacionales. *Ritmo (Revista)*, nº 534, Junio: 35-86.
- Montero, A.; López-Varela, S.; Nova, E.; Marcos, A. (2002). The implication fo the binomial nutrition-immunity on sportswomen's health. *European Journal of Clinical Nutrition*, 56, Suppl 3: S38-S41.
- Morag, E.; Cavanagh, P.R. (1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32: 359-370.
- Morate, F.J.; Leuke, J.A.; Moreno, V.Mª (1989). Cuaderno de prácticas del Centro de Evaluación Medico-Deportiva (Escuela Profesional de Especialización en Medicina de la Educación Física y el Deporte, Universidad Complutense de Madrid).
- Mostardi, R.A. (1986). Musculoskeletal and cardiopulmonary evaluation of professional ballet dancers. En: Shell, C.G., ed. *The 1984 olympic Scientific Congress Proceedings*, Vol 8: The Dancer as Athlete. Champaign (Illinois): Human Kinetics Publishers Inc. p. 101-107.
- Motriuk, H.U.; Nigg, B.M. (1990). A technique for normalizing centre of pressure paths. *Journal of Biomechanics*, 23(9): 927-932.

## BIBLIOGRAFÍA

- Mouchnino, L.; Aurenty, R.; Massion, J.; Pedotti, A. (1991). Strategies for simultaneous control of the equilibrium and of the head position during the raising movement of a leg. *Comptes rendus de l'Académie des Sciences. Serie III, Sciences de la vie*, 312 (5): 225-232.
- Mouchnino, L.; Aurenty, R.; Massion, J.; Pedotti, A. (1992). Coordination between equilibrium and head-trunk orientation during leg movement: a new strategy build up by training. *Journal of Neurophysiology*, 67(6): 1587-1598.
- Mouchnino, L.; Aurenty, R.; Massion, J.; Pedotti, A. (1993). Is the trunk a reference frame for calculating leg position?. *Neuroreport*, 4 (2): 125-127.
- Mueller, M.J. (1999). Application of plantar pressures assessment in footwear and insert design. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 29 (12): 747-755.
- Murrell, P.; Cornwall, M.W.; Doucet, S.K. (1991). Leg-length discrepancy: effect on the amplitude of postural sway. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 72 (9): 646-8.
- Nardone, A.; Tarantola, J.; Giordano, A.; Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 105: 309-320.
- Navarro, J.L. (1995). Un nuevo tipo de Seguidilla ¿la Seguiriya?. En: Navarro, J.L. y Ropero, M., eds. *Historia del Flamenco*. 1ª ed. Sevilla: Ediciones Tartessos. p. 345-357 (Tomo I).
- Nerucci, F.; Fioravanti, A.; Cicero, M.R.; Collodel, G.; Marcolongo, R. (2000). Effects of chondroitin sulfate and interleukin-1 $\beta$  on human chondrocyte cultures exposed to pressurization: a biomechanical and morphological study. *Osteoarthritis and Cartilage*, 8 (4): 279-287.
- Neumärker, K.J.; Bettel, N.; Bettel, O.; Dudeck, U.; Neumärker, U. (1998). The eating attitudes test: comparative analysis of female and male students at the public ballet school of Berlin. *European Child & Adolescent Psychiatry*, 7(1): 19-23.
- Nigg, B.M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11:2-9.
- Nigg, B.M.; Anton, M. (1995). Energy aspects for elastic and viscous shoe soles and plying surfaces. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 27(1): 92-97.
- Nigg, B.M.; Cole, G.K.; Nachbauer, W. (1993). Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *Journal of Biomechanics*, 26 (8): 909-916.
- Nigg, B.M.; Khan, A.; Fisher, V.; Stefanyshyn, D. (1998). Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30 (4): 550-555.

## BIBLIOGRAFÍA

- Nigg, B.M.; Segesser, B. (1992). Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5): 595-602.
- Nilsson, C.; Leanderson, J.; Wykman, A.; Strender, L.E. (2001). The injury panorama in a Swedish professional ballet company. *Knee Surgery, Sports Tramatology, Arthroscopy: Official journal of the ESSKA*, 9 (4): 242-246.
- Nilsson, C.; Wykman, A.; Leanderson, J. (1993). Spinal sagittal mobility and joint laxity in young ballet dancers. A comparative study between first-year students at the Swedish Ballet School and a control group. *Knee Surgery, Sports Tramatology, Arthroscopy: Official journal of the ESSKA*, 1(3-4): 206-208.
- Nissel, R. (1985). Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 216:1-42.
- Noguerón, G.A. (1998). Estudio epidemiológico sobre las condiciones de salud podológica en la práctica de la danza. *Revista Española de Podología*, IX (2): 70-77.
- Novella, T. (1987). Dancer's shoes and foot care. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press Inc. p. 139-176.
- Nygaard, I.; DeLancy, J.O.L.; Arnsdorf, L.; Murphy, E. (1990). Exercise and incontinence. *Obstetrics & Gynecology*, 75 (5): 848-851.
- Nygaard, I.E.; Glowacki, C.; Salzman, C. (1996). Relationship between foot flexibility and urinary incontinence in nulliparous varsity athletes. *Obstetrics & Gynecology*, 87(6):1049-51.
- Nygaard, I.E.; Thompson, F.L.; Svengalis, S.L.; Albright, J.P. (1994). Urinary incontinence in elite nulliparous athletes. *Obstetrics & Gynecology*, 84 (2): 183-187.
- O'Sullivan, P.B.; Grahamslaw, K.M.; Kendell, M.; Lapenskie, S.C.; Möller, N.E.; Richards, K.V. (2002). The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine*, 27(11): 1238-1244.
- Odriozola, J.M. (1987). Aspectos biológicos de la mujer deportista. *Serie Debate: Mujer y Deporte*. Ministerio de Cultura (Instituto de la mujer), 3: 13-19.
- Odriozola, J.M. (1988). *Nutrición y Deporte*. 2ª ed. Madrid: Eudema Actualidad.
- Ogilvie-Harris, D.J.; Carr, M.M.; Fleming, P.J. (1995). The foot in ballet dancers: the importance of second toe length. *Foot & Ankle International*, 16(3): 144-47

## BIBLIOGRAFÍA

- Ogon, M.; Aleksiev, A.T.; Pope, M.G.; Wimmer, C.; Saltzman, C.L. (1999). Does arch height affect impact loading at the lower back level in running. *Foot & Ankle International*, 20(4): 263-266.
- O' Maahony, J.F.; Hollwey, S. (1995). Eating problems and interpersonal functioning among several groups of women. *Journal of Clinical Psychology*, 51(3): 345-51.
- Opila-Correia, K.A. (1990). Kinematics of high-heeled gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71: 304-309.
- Orgambides, F. (1987). Despliegue cultural español en la capital de Argelia. *El País* (diario), 2-11-1987.
- Organ, L.W.; Bradham, G.B.; Dwight, T.G.; Dossier, S.L. (1994). Segmental bioelectrical impedance analysis: theory and application of a new technique. *Journal of Applied Physiology*, 77(1): 98-112.
- Öunpuu, S. (1994). Biomecánica de la marcha y la carrera. *Clínicas de Medicina Deportiva*, 4: 875-898.
- Pain, M.T.G.; Challis, J.H. (2002). The role of the heel pad and shank soft tissue during impacts: a further resolution of a paradox. *Journal of Biomechanics*, 34: 327-333.
- Pardo, J. (1998). Zapatos para el pie izquierdo. Hecho e inventos que cambiaron el mundo. Madrid: Ediciones Temas de Hoy.
- Peltonen, J.E.; Tailmela, S.; Erkintalo, M.; Salminen, J.J.; Oksanen, A.; Kujala, U.M. (1998). Back extensor and psoas muscle cross-sectional area, prior physical training, and trunk muscle strength. A longitudinal study in adolescent girls. *European Journal of Applied Physiology*, 77: 66-71.
- Pérez, E.; Massó, N.; Meritxell (1999): Estudio epidemiológico. Lesiones más frecuentes, biomecánica y morfología del pie del bailarín. *DANSART*, 2(1): 62-71.
- Peters, P.; Runge, J. (2001). Electronic plantar pressure measurements in different types of mountaineering boots. *Sportverletz Sportschaden*, 15(2): 40-4.
- Peterson, L.; Renström, P. (1989). Lesiones deportivas. Prevención y tratamiento. 1ª ed. Barcelona: Editorial Jims.
- Peterson, M.S. (1986). A comparison of nutrient needs between dancers and other athletes. En: Shell, C.G., ed. *The 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings*, Vol 8: The Dancer as Athlete. Champaign (Illinois): Human Kinetics Publishers Inc. p. 117-122.

## BIBLIOGRAFÍA

- Pierce, E.F.; Daleng, M.L.; McGowan, R.W. (1993): Scores o exercise dependence among dancers. *Perceptual and Motor Skills*, 76: 531-535.
- Pintos, L.F. (1990). La danza. Su técnica y lesiones más frecuentes. En: Pintos, L.; Lommi, E.; Díaz, C., eds. *La danza: su técnica y lesiones más frecuentes*. 1ª ed. Buenos Aires: Librería Akadia Editorial. p. 181-214.
- Pohren, D.E. (1988). The dance. En: Pohren, D.E., ed. *Lives and legends of flamenco*. 2ª ed. Madrid: Society of Spanish Studies. p. 173-181.
- Pompei, M. (1990). Amortiguamiento o restitución de energía en el calzado deportivo. En: Porta, N. ed. *Seminario técnico de materiales para calzado deportivo*. Elche: INESCOP. p 59-74.
- Pozo, Mª C. (1993). Ballet clásico: el “en dehors”. *Selección*, 2(3): 161-170.
- Pozo, Mª C. (1996). Atención médico deportiva a la danza en la Comunidad Autónoma de Madrid. *Selección*, 5(2): 73-80.
- Pozo, Mª C. (2001). Las condiciones ambientales en la danza y su repercusión en la salud del bailarín. *Por la Danza*, 49: 54-55.
- Queralt, Mª P. (1989). El ballet clásico en España durante los siglos XIX y XX. *Historia y vida*, 53 (extra): 147.
- Quirk, R. (1983). Ballet injuries: The australian experience. *Clinics in Sports Medicine*, 2(3):507-514.
- Quirk, R. (1987). The dancer's knee. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press Inc. p. 177-219.
- Racinet, A. (1990). *Historia del vestido (Obra clásica del siglo XIX reeditada y diseñada nuevamente con más de 2000 ilustraciones)*. 1ª ed. Madrid: Editorial Libsa.
- Radin, E.L.; Paul, I.L. (1971). Response of joints to impact loading. *In vitro wear*. *Arthritis and Rheumatism*, 14 (3): 356-362.
- Radin, E.L.; Paul, I.L.; Rose, R.M. (1972). Role of mechanical factors in pathogenesis of primary oostoarthritis. *The Lancet*, 4: 519-521.
- Radin, E.L.; Yang, K.H.; Riegger, C.; Kish, V.L.; O'Connor, J.J. (1991). Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of Orthopaedic Research*, 9: 398-405.
- Ramel, E.; Moritz, U. (1994). Self-reported musculoskeletal pain and discomfort in professional ballet dancers in Sweden. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 26:11-16.

## BIBLIOGRAFÍA

- Ramsay, J.R.; Riddoch, M.J. (2001). Positionn-matching in the upper limb: professional ballet dancers perform with outstanding accuracy. *Clinical Rehabilitation*, 15 (3): 324-330.
- Randolph, A.L.; Nelsos, M.; Akkapeddi, S.; Levin, A.; Alexandrescu, R. (2000). Reliability of measurements of pressures applied on the foot during walking by a computerized sensor system. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81: 573-578.
- Razegui, M.; Batt, M.E. (2000) Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe innserts. A review of the literature. *Sports Medicine*, 29(6): 425-438.
- Rebar, R.W. (1994). Amenorrea y hemorragia genital anormal. En: Berkow, R. y Fletcher, A.J., eds. *El Manual Merck*, 9ª ed: Madrid. Mosby/Doyma Libros. p. 1990-2004.
- Reid, D.C. (1988). Prevention fo hip and knee injuries in ballet dancers. *Sports Medicine*, 6:295-307.
- Reid, D.C. (1992). *Sports injury assessment and rehabilitation*. 1ª ed. New York: Churchill Livingstone Inc.
- Reid, D.C.; Burnham, R.S.; Saboe, L.A.; Kushner, S.F. (1987). Lower extremity flexibility patterns in classical ballet dancers and their correlation to lateral hip and knee injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 15 (4): 347-352.
- Reyna, F. (1985). *Historia del ballet*. Barcelona: Ediciones Daimon.
- Riley, P.O.; Kerrigan D.C. (2001). The effect of voluntarry toe-walking on body propulsion. *Clinical Biomechanics*, 16: 681-687.
- Rimmer, J.H.; Jay, D.; Plowman, S.A.(1994). Physical characteristics of trained dancers and intensity level of ballet class and rehearsal. *Impulse*, 2 (2): 97-105.
- Robbins, S.E.; Gouw, G.J. (1991). Athletic foot wear: unsafe due to perceptual illusions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(2): 217-224.
- Robin, D.W.; Hasan, S.S.; Lichtenstein, M.J.; Shiaavi, R.G.; Wood, A.J.J. (1991). Dose-related effect of triazolam on postural sway. *Clinical Pharmacology and Therapeutics*, 49: 581-588.
- Rodríguez, M. (1993). Patología meniscal. *Selección*, 2(2): 92-106.
- Rodríguez, P.L.; Santonja, F. (2000). Los estiramientos en la práctica físico-deportiva. *Selección*, 9(4): 11-25.
- Rogol, A.D.; Clark, P.A.; Roemmich, J.N. (2000). Growth and pubertal development in children and adolescents: effects of diet and physical activity. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 72(suppl): 521S-528S.

## BIBLIOGRAFÍA

- Rome, K.; Campbell, R.; Flint, A.; Haslock, I. (2002). Heel pad thickness – A contributing factor associated with heel pain in young adults.
- Ropero, M. (1995). El término “flamenco”. En: Navarro, J.L. y Ropero, M., eds. Historia del Flamenco. 1ª ed. Sevilla: Ediciones Tartessos. p. 15-40 (Tomo I).
- Rose, E.N.; Feiwell, L.A.; Cracchiolo, A. (1992). A method for measuring foot pressures using a high resolution, computerized insole sensor: the effect of heel wedges on plantar pressure distribution and center of force. *Foot & Ankle*, 13(5):263-270. 1992.
- Rosenberg, S.L. (1996). Proper footwear for dance for fitness. En: Shell, C.G., ed. The 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings, Vol 8: The Dancer as Athlete. Champaign (Illinois): Human Kinetics Publishers Inc. p. 139-143.
- Rouvière, H.; Delmas, A.(1999). Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional. 12ª Edición. Barcelona: Ed. Massón.
- Rovere, G.D.; Webb, L.X.; Cristina, A.G.; Vogel, J.M. (1983). Musculoskeletal injuries in theatrical dance students. *The American Journal of Sports Medicine*, 11(4): 195-198.
- Rubin, A.M.; Woolley, S.M.; Dailey, V.M.; Goebel, J.A. (1995). Postural stability following mild head or whiplash injuries. *The American Journal of Otology*, 16 (2): 216-221.
- Rueda, S. (1983). Flamenquerías (notas de color-año 1892). Cordoba: Virgilio Márquez, DL.
- Ruiz, A.R. (2000). Entrevista a Juanjo Linares. *Por la Danza*, nº 45: 28-29.
- Rush, S.M.; Christensen, J.C.; Johnson, C.H. (2000). Biomechanics of the first ray. PartII: metatarsus primus varus as a cause of hypermobility. A three-dimensional kinematic analysis in a cadaver model. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 39(2): 68-77.
- Rutsky, E.A. (1994). Metabolismo del agua, de los electrolitos, de los minerales y del equilibrio acidobásico. En: Berkow, R. y Fletcher, A.J., eds. *El Manual Merck*, 9ª ed: Madrid. Mosby/Doyma Libros. p. 1105-1147.
- Ryan, A.J. (1987). Introduction. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press Inc., p. 1-2.
- Ryan, A.J.; Stephens, R.E. (1987). The epidemiology of dance injuries. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press Inc., p. 3-15.
- Rys, M.; Konz, S. (1994). Standing. *Ergonomics*, 37 (4): 677-687.
- S.M. (2000). Taconeó hindú. *Diario El País*, domingo 7-1-01: 12



## BIBLIOGRAFÍA

- Sabatini, S. (2001). The female athlete triad. *The American Journal of the Medical Sciences*, 322(4): 193-195.
- Salter, R.B. (1986). *Trastornos y lesiones del sistema musculoesquelético*. 2ª ed. Barcelona: Salvat Editores.
- Saltzman, C.L.; Nawoczenski, D.A. (1995). Complexities of foot architecture as a base of support. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 21 (6): 354-360.
- Saltzman, C.L.; Nawoczenski, D.A.; Talbot, K.D. (1995): Measurement of the medial longitudinal arch. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76: 45-49.
- Sammarco, G.J. (1982). The dancer's forefoot. *Emergency Medicine*, May 30: 49-57.
- Sammarco, G.J. (1982). The dancers forefoot. *Emergency Medicine*, 30:49-57.
- Sammarco, G.J. (1983). The dancer's hip. En: Sammarco G.J. ed. *Symposium of injuries to dancers*. *Clinics in Sports Medicine*, 2(3): 485-498.
- Sammarco, G.J. (1984). Diagnosis and treatment in dancers. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 187: 176-187.
- Sammarco, G.J. (1990). Diagnosis and treatment in dancers. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, July-August (187): 176-187.
- Samsioe, G.; Heraib, F.; Lidfeldt, J.; Nerbrand, C.; Lindholm, L.; Agardh, C.; Schersten, B. (1999): Urogenital symptoms in women aged 50-59 years. *Women's health in Lund area (WHLISA) study group*. *Gynecological Endocrinology*, 13 (2): 113-117.
- Sanders, A.P.; Snijders, C.J.; Van Linge, B. (1992). Medial deviation of the first metatarsal head as a result of flexion forces in hallux valgus. *Foot & Ankle*, 13 (9): 515-522.
- Schaff, P.S. (1993). An overview of foot pressure measurement systems. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 10 (3):403-415.
- Schantz, P.G.; Astrand, P.O. (1984). Physiological characteristics of classical ballet. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 6(5): 472-476.
- Schneider, H.J.; King, A.Y.; Bronson, J.L.; Miller, E.H. (1974). Stress injuries and developmental change of lower extremities in ballet dancers. *Radiology*, 113:627-632.
- Schneider, M.S.; King, L.R.; Surwit, R.S. (1994). Kegel exercises and childhood incontinence: A new role for an old treatment. *The Journal of Pediatrics*, 124: 91-2.

- Schon, L.C.; Edwards, W.H.B.; McGuigan, F.X.; Hoffman, J. (2002). Pedobarographic and musculoskeletal examination of collegiate dancers in relevé. *Foot & Ankle International*, 23(7): 641-646.
- Schon, L.C.; Weinfeld, B. (1996). Lower extremity musculoskeletal problems in dancers. *Current Opinion in Rheumatology*, 8:130-142.
- Seals, J.G. (1983). A study of dance surfaces. *Clinics in Sports Medicine*, 2 (3): 557-561.
- Seals, J.G. (1987). Dance Surfaces. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press. 321-333.
- Sell, K.E.; Verity, T.M.; Worrell, T.W.; Pease, B.J.; Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: a reliability study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19 (3): 162-167.
- Shade, A.R. (1983). Gynecologic and obstetric problems of the female dancer. En Sammarco GJ ed. *Symposium of injuries to dancers. Clinics in Sports Medicine*, 2(3): 515-523.
- Shiang, T.Y.; Lee, S.H.; Lee, S.J.; Chu, W.C. (1998): Evaluating different foot print parameters as a predictor of arch height. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 17(6): 62-66.
- Shick, J.; Stoner, L.J.; Jette, N. (1983). Relationship between modern-dance experience and balancing performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54(1): 79-82.
- Shumway-Cook, A.; Horak, F.B. (1986): Assessing the influence of sensory interaction on balance. *Suggestion from the field. Physical Therapy*, 66 (10): 1548-1550.
- Silver, D.M.; Campbell, P. (1985). Arthroscopic assessment and treatment of dancer's knee injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 13 (11): 75-82.
- Simpson, K.J.; Kanter, L. (1997). Jump distance of dance landings influencing internal joint forces: I. axial forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29 (7): 916-927.
- Simpson, K.J.; Pettitt, M. (1997). Jump distance of dance landings influencing internal joint forces: II. shear forces. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29 (7): 928-936.
- Sirgo, G.; Aguado, X. (1991): Estudio del comportamiento de la huella plantar en jugadores de voleibol después del esfuerzo considerando su composición corporal y somatotipo (con protocolo monopodal estático en apoyo). *Apunts Medicina de l'Esport*, 18 (9 ): 207-212.
- Sirgo, G.; Méndez, B.; Egocheaga, J.; Maestro, A.; del Valle, M. (1997). Problemática en la clínica diaria en relación a varios métodos de análisis de la huella plantar. *Archivos de Medicina de Medicina del Deporte*, XIV(61): 381-387.

## BIBLIOGRAFÍA

- Smith-Oricchio, K.; Harris, B.A. (1990): Interrater reliability of subtalar neutral, calcaneal inversion and eversion. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 12 (1): 10-15.
- Sobel, E.; Levitz, S.; Caselli, M.; Brentnall, Z.; Michael, Q.T. (1999). Natural history of the rearfoot angle: preliminary values in 150 Children. *Foot & Ankle International*, 20 (2): 119-125.
- Sohl, P.; Bowling, A. (1990). Injuries to Dancers. Prevalence, Treatment and Prevention. *Sports Medicine*, 9 (5): 317-322.
- Solomon, R.; Brown, T.; Gerbino, P.G.; Micheli, L.J. (2000). The young dancer. *Clinics in Sports Medicine*, 19(4): 717-739.
- Solomon, R.L.; Micheli, L.J. (1986a). Technique as a consideration in modern dance injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 14 (8): 83-90.
- Solomon, R.L.; Micheli, L.J. (1986b). Concepts in the Prevention of Dance Injuries: A survey and analysis. En: Shell, C.G., ed.. *The 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings*, Vol. 8. *The Dancer as Athlete*. Champaign (Illinois): Human Kinetics Publishers Inc. p. 201-212.
- Sommer, H.M.; Vallentyne, S.W. (1995). Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(6): 800-804.
- Spaepen, A.J.; Vranken, M.; Willems, E.J. (1977). Comparison of the movements of de center of gravity and of the center of pressure in stabilimetric studies. *Agressologie*, 18 (2): 109-113.
- Staheli, L.T.; Corbett, M.; Wyss, C.; King, H. (1985). Lower-extremity rotational problems in children: normal values to guide management. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 67-A (1): 39-47.
- Stephens, R.E. (1987). The etiology of injuries in ballet. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press Inc. p. 3-15.
- Stewart, A.D.; Rewt, D. (1986). Appropriate flexibility. En: *Dance: the study of dance and the place of dance in society*. *Proceedings of the VIII Commonwealth and International Conference of Sport, Physical Education, Dance, Recreation and Health*: 295-300.
- Stretanski, M.F; Weber, G.J. (2002). Medical and rehabilitation issues in classical ballet. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81 (5): 383-391.

## BIBLIOGRAFÍA

- Sumiya, T.; Suzuki, Y.; Kasahara, T.; Ogata, H. (1998). Sensing stability and dynamic response of the F-Scan in-shoe sensing system: A technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(2): 192-200.
- Tajet-Foxell, B.; Rose, F.D. (1995). Pain and pain tolerance in professional ballet dancers. *British Journal of Sports Medicine*, 29 (1): 31-34.
- Tanaka, T.; Hashimoto, N.; Nakata, M.; Ito, T.; Ino, S.; Ifukude, T. (1996). Análisis of toe pressures under the foot while dynamic standing on one foot in healthy subjects. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 23(3): 188-193.
- Teitz, C.C. (1986). First aid, immediate care and rehabilitation of knee and ankle injuries in dancers and athletes. En: Shell, C.G. ed. *The 1984 Olympic Scientific Congress Proceedings*, Vol. 8. *The Dancer as Athlete*. Champaign (Illinois): Human Kinetics Publishers Inc. p. 485-498.
- Teitz, C.C. (1987). Patellofemoral pain in dancers. *The Journal of Physical Education, Recreation & Dance*, May-Jun: 34-36.
- Teitz, C.C.; Harrington, R.M.; Wiley, H. (1985). Pressures on the foot in pointe shoes. *Foot & Ankle*, 5 (5): 216-221.
- Terk, M.R.; Kwong, P.K. (1994). Resonancia magnética del pie y del tobillo. *Clínicas de Medicina Deportiva: Lesiones del pie y del tobillo*, 4: 916-947.
- Tianwu, H.; Watanabe, Y.; Asai, M.; Shimuzu, K.; Takada, L.; Mizukoshi, K. (1995). Effects of alcohol ingestion on vestibular function in postural control. *Acta Oto-laryngologica. Supplementum* 519: 127-131.
- To, W.W.; Wong, M.W.; Chan, K.M. (1995). The effect of dance training on menstrual function in collegiate dancing students. *Australian and New Zealand Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 35 (3): 304-309.
- To, W.W.; Wong, M.W.; Lam, I.Y. (2000). Hormonal predisposition to menstrual dysfunction in collegiate dance students. *Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica*, 79: 1117-1123.
- Torrero, J.I.; Barra, A.; Sala, D.; Jolín, T.; Gomar-Sancho, F. (1999). Rotura del tendón de Aquiles. Diagnóstico y tratamiento. *Selección*, 8 (4): 199-203.
- Trepman, E.; Gellman, R.E.; Solomon, R.; Murthy, K.R.; Micheli, L.; De Luca, C.J. (1994). Electromyographic analysis of standing posture and demi-plé in ballet and modern dancers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26 (6): 771-782.

## BIBLIOGRAFÍA

- Tricás, J.M.; Lucha, O.; Marín, E. (2001). La fisioterapia del suelo pélvico en España. Anexo a la edición española de Reeducción del periné (Gross, D.; Sengler, J.), 1ª ed. Barcelona: Ed. Massón. p. 145-147.
- Tuckman, A.S.; Werner, F.W.; Fortino, M.D.; Spadaro, J.A. (1992). A technique for measuring absolute toe pressures: evaluation of pressure-sensitive film technique. *Foot & Ankle*, 13(4): 220-223
- Unikel, S.; Gómez, G.L. (1996). Trastornos de la conducta alimentarias en muestras de mujeres adolescentes: estudiantes de danza, secundaria y preparatoria. *Psicopatología* (Madrid), 16 (4): 121-126.
- V.A. (1993). El Ballet Nacional actúa hoy en la capital Navarra bajo la nueva dirección. *Deia* (Diario), 21-1-93.
- Vaisman, N.; Voet, H.; Akivis, A.; Sive-Ner, Y. (1996). Weight perception of adolescent dancing school students. *Archives of Pediatrics and Adolescent Medicine*, 150: 187-190.
- Valentino, R.; Savastano, S.; Tommaselli, A.P.; D'amore, G.; Dorato, M.; Lombardi, G. (2001). The influence of intense ballet training on trabecular bone mass, hormone status, and gonadotropin structure in young women. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 86(10): 4674- 4678.
- Valverde, C. (1988). Ballet Nacional de España. Historia breve. *Ritmo* (Revista), Marzo: 31.
- Van der Vaart, C.H.; de Leeuw, J.R.J.; Roovers, J.P.W.R.; Heintz, P.M. (2002). The effect of urinary incontinence and overactive bladder symptoms on quality of life in young women. *BJU International*, 90: 544-549.
- Van Marken-Lichtenbelt, W.D.; Fogelholm, M.; Ottenheim, R.; Westerterp, K.R. (1995). Physical activity, body composition and bone density in ballet dancers. *British Journal of Nutrition*, 74(4): 439-451.
- Viladot (1989). Anatomía y biomecánica. En: Viladot, A. ed. Quince lecciones sobre patología del pie. 1ª ed. Barcelona: Ed. Toray. p. 1-44.
- Viladot A.; Viladot, A. (1990). La marcha humana. *Revista de Ortopedia y Traumatología*, 34 IB (1): 99-108.
- Viladot, A. (1990). Pie plano, pie cavo, alteraciones del antepie. En: Martínez-Romero J.L., ed. Monografías Femed: Niño, adolescente y deporte: ortopedia y traumatología. Murcia: Consejería de Sanidad. p. 69-74

## BIBLIOGRAFÍA

- Viladot, A.; Viladot A. (1989). El pie en el deporte. En: Viladot, A. ed. Quince lecciones sobre patología del pie. 1ª ed. Barcelona: Ed. Toray.p. 259-292.
- Vilarrubias, J.Mª.; Villalón, J.Mª. (2001). Experiencia clínica con ácido hialurónico en la patología deportiva. *Condroprotección*, 7(1): 10-11.
- Voloshin, A.; Wosk, J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics*, 15 (1): 21-27.
- Voorn, R (1998). Case report: Can sacroiliac joint dysfunction cause chronic Achilles tendinitis?. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 27(6): 436-443.
- Wallace, K. (1994). Female pelvic floor functions, dysfunctions, and behavioral approaches to treatment. *Clinics in Sports Medicine*, 13 (2): 459-481.
- Wang, C.L.; Hsu, T.C.; Shau, Y.W.; Shieh, J.Y.; Hsu, K.H. (1990). Ultrasonographic measurement of the mechanical properties of the sole under the metatarsal heads. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 17: 709-713.
- Ward, E.D.; Phillips, R.D.; Patterson, P.E.; Werkhoven, G.J. (1998). The effects of extrinsic muscle forces on the forefoot-to-rearfoot loading relationship *in vitro*. Tibia and Achilles tendon. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(10):471-482.
- Warren, M.P. (1980). The effects of exercise on pubertal progression and reproductive function in girls. *Journal of Clinical Endocrinology and Metabolism*, 51 (5): 1150-1157.
- Warren, M.P.; Brooks-Gunn, J.; Fox, R.P.; Lancelot, C.; Newman, D.; Hamilton, W.G. (1991). Lack of bone accretion and amenorrhea: evidence for a relative osteopenia in weight-bearing bones. *Journal of Clinical Endocrinology Metabolism*, 72 (4): 847-853.
- Warren, M.P.; Brooks-Gunn, J.; Fox, R.P.; Holderness, C.C.; Hyle, E.P.; Hamilton, W.G. (2002). Osteopenia in exercise-associated amenorrhea using ballet dancers as a model: a longitudinal study. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 87(7): 3162-3168.
- Warren, M.P.; Brooks-Gunn, J.; Hamilton, L.H.; Warren, L.F.; Hamilton, W.G. (1986). Scoliosis and fractures in young ballet dancers. Relation to delayed menarche and secondary amenorrhea. *The New England Journal of Medicine*, 314(21):1348-53.
- Washington, E.L. (1978). Musculoskeletal injuries in theatrical dancers: site, frequency, and severity. *American Journal of Sports Medicine*, 6(2): 75-97.

## BIBLIOGRAFÍA

- Washington, E.L. (1987). Musculoskeletal problems in modern, jazz and “show biz” dancers. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press. 274-280.
- Wearing, S.C.; Smeathers, J.E.; Urry, S.R. (2002). A comparison of two analytical techniques for detecting differences in regional vertical impulses due to plantar fasciitis. *Foot & Ankle International*, 23(2): 148-154.
- Weiner-Ogilvie, S.; Rome, K. (1998): The reliability of three techniques for measuring foot position. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88 (8): 381-386.
- Weisler, E.R.; Hunter, D.M.; Martin, D.F.; Curl, W.W.; Hoen, H. (1996). Ankle flexibility and injury patterns in dancers. *The American Journal of Sports Medicine*, 24 (6): 754-757.
- Werner, M.J.; Rosenthal, S.L.; Biro, F.M. (1991). Medical needs of performing arts students. *Journal of Adolescent Health*, 12 (4): 294-300.
- Werter, R. (1985). Dance floors. A causative factor in dance injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 75 (7): 355-358.
- Wiesler, E.R.; Hunter, D.M.; Martin, D.F.; Curl, W.W.; Hoen, H. (1996). Ankle flexibility and injury patterns in dancers. *American Journal of Sports Medicine*, 24(6): 754-757.
- Williams, C.A.; Bale, P. (1998). Bias and limits of agreement between hydrodensitometry, bioelectrical impedance and skinfold calipers measures of percentage body fat. *European Journal of Applied Physiology*, 77: 271-277.
- Williams, S.; Speroff, L. (1987). Dance and menstrual function. En: Ryan, A.J. y Stephens, R.E. eds. *Dance Medicine. A Comprehensive Guide*. Chicago: Pluribus Press Inc. p. 82-99.
- Winter, D.A.; Patla, A.E.; Frank, J.S. (1990). Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology*, 16: 31-51.
- Winter, D.A.; Prince, F.; Frank, J.S.; Powell, C.; Zabjek, K.F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6): 2334-2343.
- Wohlfahrt, D.A.; Bullock, M.I. (1983). Turn out in ballet and its effect on the knee joints. En: Howell, J.L. y Bullock, M.I. eds. *Physiotherapy in sport*. Santa Lucia, Queensland (Australia): University of Queensland, Dept. of Human Movement Studies.p. 77-82.
- Wosk, J.; Voloshin, A. (1981). Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics*, 14 (4): 261-267.

## BIBLIOGRAFÍA

- Wykman, A.; Goldie, Y. (1989). Postural stability after total hip replacement. *International Orthopaedics*, 13:235-238, 1989.
- Xu, H.; Akai, M.; Kakurai, S.; Yokota, K.; Kaneko, H. (1999). Effect of shoe modifications on center of pressure and in-shoe plantar pressures. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 78: 516-524.
- Yaniz, J.P. (1989). Grandes artistas españoles del baile. *Historia y vida*, 53 (extra):139-146.
- Yannakoulia, M.; Keramopoulos, A.; Tsakalakos, N.; Matalas, A.L. (2000). Body composition in dancers: the bioelectrical impedance method. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (1): 228-234.
- Yasuda, K.; Yamanishi, T.; (1992). The pathology and treatment of incontinence. *Nippon Ronen Igakkai Zasshi*, 29(3): 161-168.
- Young, N.; Formica, C.; Szumkler, G.; Seeman, E. (1994). Bone density at weight-bearing and nonweight-bearing sites in ballet dancers: the effects of exercise, hypogonadism and body weight. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 78(2): 449-454.
- Zhu, H.; Maalej, N.; Webster, J.G.; Tompkins, W.J.; Bach-Y-Rita, B.; Wertsch, J.J. (1990). An umbilical data-acquisition system for measuring pressures between the foot and shoe. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(9): 908-911.

## 8.2. BIBLIOGRAFÍA SIN AUTOR

- ABC (Diario) (1979). Ensayo general. 11-5-79.
- Analizador Maltron de SanoCare Human Systems. Instrucciones de utilización del analizador Maltron BF905 de 50Hz.
- Arriba (Diario) (1979). El Director General de Música con el Ballet Nacional. 12-5-79.
- B.O.C.M. (2002). Orden 2284/2002 de 22 de Mayo, 132: 10-30.
- B.O.E. (1999a). Real Decreto 600/1999 de 16 de Abril, 106: 16304-16305 (4-5-99).
- B.O.E. (1999b). Real Decreto 1463/1999 de 17 de Septiembre, 233: 34662-34670 (29-9-99).
- Cambio 16 (Diario) (1979). El Ballet Nacional Español. Al ritmo de Gades. 17-6-79.
- Diario 16 (Diario) (1988). En el Metropolitan. Grandes elogios de la prensa de Nueva York al BNE. 15-7-88.



## BIBLIOGRAFÍA

- Informaciones (Diario) (1979). Éxito del Ballet Nacional en el festival de Guanajuato. 19-5-79.
- Ministerio de Sanidad y Consumo (1999). Encuesta Nacional de Salud del año 1997.
- Parotec-System® de Kraemer. Manual de uso (paquete deporte).
- Por la Danza (Revista) (1997). Concesión de ayudas a la danza. 29 (1): 51.
- Por la Danza (Revista). Subvenciones para la danza: más que insuficientes. Diciembre 98-Enero 99 (34-35): 82-83.
- Programa de mano (1985). Ballet Nacional de España. Editado por el INAEM (Ministerio de Cultura).
- Ya (Diario) (1988). El Ballet Nacional de España actuará seis días en el Metropolitan Opera House de Nueva York. 20-4-88.

### 8.3. FIGURAS (FOTOGRAFÍAS E ILUSTRACIONES)

- Figura 1: Mujer danzante en una terracota prehistórica. En: Historia y vida; 1989, 53 (extra): 120.
- Figura 2: El Olé gaditano (Ilustración de G. Doré) En: Navarro, J.L.; Ropero, M.; eds. Historia del Flamenco. 1ª ed. Sevilla: Ediciones Tartessos, 1995. p. 268 (Tomo I).
- Figura 3: Folclore gallego. En: Historia y vida; 1989, 53 (extra): 169.
- Figura 4: Danzas cortesanas (Grupo de danza Esquivel. Fotografía de Paco Ruiz). En: Por la Danza; 2001, 51:14.
- Figura 5: Escuela bolera (Bolero *Puerta de tierra* por Raquel Alcorcón y Sergio García. Fotografía Andrés de Gabriel). En: Por la danza; 2001, 50 (extra): 41.
- Figura 6: Fiesta gitana (Carmen Amaya baila por alegrías en un fotograma de la película “Los Tarantos”). En: El País Semanal (suplemento, 1229), 16-4-2000: 75.
- Figura 7: Baile de hombre (*El Güito*. Fotografía de Fernando Pascual). En: Por la danza; 2001, 50 (extra): 47.
- Figura 8: Baile de mujer (Merche Esmeralda. Fotografía de Paco Ruiz). En: Por la danza; 2001, 50 (extra): 41.
- Figura 9: Flamenco actual (*El fantasma del museo* por la Compañía de María Pagés). En: Por la danza; 2001, 50 (extra): 48.

- Figura 10: Paso a dos de Don Quijote (Ruth Miró y Carlos López). En: Por la danza; 1998-1999, 34-35 (doble): 67.
- Figura 11: Clásico Español (*Fandango del Padre Soler* por el BNE). En: Por la danza; 1998-1999, 34-35 (doble): 36.
- Figura 12: Ballet Flamenco actual (*A ritmo y compás* por el BNE). En: Por la danza; 1998-1999, 34-35 (doble): 39.
- Figura 13: Influencia del ballet clásico (Mayte Bajo fotografiada por J. Vallinas). En: Programa XII edición gala del día internacional de la danza. Consejería de Cultura de la Comunidad de Madrid; 2000: 27.
- Figura 14: Influencia del contemporáneo (Manuela Vargas y Joaquín Cortes fotografiados por Elke Stolzenberg). En: Por la danza; 2001, 50 (extra): 43.
- Figura 15: Introducción de nuevos elementos en la danza española: el salto (Antonio Najarro y bailarines del BNE). En: Por la danza; 1999, 38: 25.
- Figura 16: Baile de todo el cuerpo y expresividad (Antonio Márquez fotografiado por Paco Ruiz). En: Por la danza; 1998-1999, 34-35 (doble): 71.
- Figura 17: Baile de todo el cuerpo y expresividad (Mayte Bajo fotografiada por Elke Stolzenberg). En: Por la danza; 2001, 50 (extra): 45.
- Figura 18: Baile de todo el cuerpo y expresividad (Elvira Andrés y su compañía en *Bodas de sangre* fotografiada por Juan de Sande). En: Por la danza; 2001, 49: portada.
- Figura 19: Baile de todo el cuerpo y expresividad (Manuela Vargas en *Medea* fotografiada por Elke Stolzenberg). En: Por la danza; 2001, 49: 27.
- Figuras 20, 21, 22: Vestimenta tradicional española de finales del siglo XIX. En: Racinet, A. (1990). Historia del vestido. 1ª ed. Madrid: Editorial Libsa: 295 y 297.
- Figura 26: Posiciones básicas de los pies para el zapateado. Dibujos en: Martínez de la Peña, T. (1969). Teoría y práctica del baile flamenco. 1ª ed. Madrid: Aguilar.
- Figura 27: Triángulo de Reuleaux y somatocarta según el modelo empleado en el Centro de Evaluación de la Escuela Profesional de Especialización en Medicina de la Educación Física y el Deporte (UCM).

## BIBLIOGRAFÍA

ANEXOS  
ANEXO 1

nº HISTORIA:

NOMBRE .....

EDAD.....FECHA DE NACIMIENTO.....SEXO.....

TELÉFONO DE CONTACTO.....FECHA.....

**SI ES PROFESIONAL, INDIQUE EL LUGAR QUE OCUPA EN LA COMPAÑÍA:**

cuerpo de baile      solista      primer bailarín/na

bailarín/na estrella      estrella invitada

**SI ES ESTUDIANTE, INDIQUE EL CURSO:**

5º A      5º B      otro curso

LEA ATENTAMENTE LAS PREGUNTAS Y MARQUE CON UNA CRUZ LA RESPUESTA (O RESPUESTAS) QUE CONSIDERE ADECUADA. LAS PREGUNTAS QUE EN RAZÓN A SU OCUPACIÓN ACTUAL O SEXO NO PUEDA CONTESTAR, DÉJELAS EN BLANCO.

LOS DATOS AQUÍ RECOGIDOS SERÁN CONSIDERADOS EstrictAMENTE CONFIDENCIALES.

1.Actualmente en la danza se dedica a:

Bailar      Profesor de danza

Coreografía      Estudiar

Otros (por favor, especifíquelos).....

2.Empecé a estudiar danza a los....años.

3.Número de años estudiando:

Clásico español...      Folklore....

Bolera...      Jazz...

Flamenco...      Aeróbic...

Ballet clásico...      Bailes de salón...

Contemporáneo...      Tap...

Otros (por favor, indique cuáles).....

4. Bailo profesionalmente desde los .... años.

## ANEXOS

### 5. Número de años bailando profesionalmente:

Clásico español...	Folclore....
Bolera...	Jazz...
Flamenco...	Aeróbic...
Ballet clásico...	Bailes de salón...
Contemporáneo...	Tap...
Otros (por favor, indique cuáles).....	
En la(s) Compañía(s).....	
.....	
.....	

### 6. Horas semanales de clases/ensayos:

Clásico español...	Folclore....
Bolera...	Jazz...
Flamenco...	Aeróbic...
Ballet clásico...	Bailes de salón...
Contemporáneo...	Tap...
Otros (por favor, indique cuáles).....	

### 7. Horas semanales de representación en escenario:

Clásico español...	Folclore....
Bolera...	Jazz...
Flamenco...	Aeróbic...
Ballet clásico...	Bailes de salón...
Contemporáneo...	Tap...
Otros (por favor, indique cuáles).....	

### 8. Períodos anuales de descanso (indique el número):

...días	...meses
...semanas	...no descanso

### 9. Tipo de zapato que usa:

Gallardo	.Maty	
Menkes	Hecho a medida	por.....
Coral	Otro	(indique cuál).....

### 10. Razón por la que usa ese tipo de calzado indicando el orden de importancia según una escala numérica (1, 2, 3, 4,...), donde 1 sería la razón principal:

comodidad	fácil de conseguir
sienta bien	es muy conocido
anchura	me lo dan en la compañía
dura mucho	es barato
Otras (indique cuáles).....	

## ANEXOS

11.¿Cada cuanto tiempo cambia por unos nuevos los zapatos de danza?

menos de un mes      entre 3 y 6 meses  
entre 1 y 3 meses      más de 6 meses

12.¿Cuántos pares de zapatos usa al año?.....

13.¿Le duelen los pies después del trabajo diario (clase o actuación)?

no      alguna vez, todas las semanas  
todos los días      excepcionalmente

14.¿Usa algún tipo de protección para los pies?

no  
sí      ¿Cuál?.....

15.¿Estira antes de la clase?

no  
sí      ....minutos

16.¿Estira antes o durante los ensayos o representaciones?

no  
sí      ....minutos

17.¿Hace enfriamiento al acabar?

no  
sí      ....minutos

18.Usa habitualmente:

plásticos      separadores  
calentadores      otros      ¿cuáles?.....

19.¿utiliza siempre para las clases, ensayos o representaciones, medias y calcetines secos y limpios?.....

.....

20.¿Trabaja siempre sobre el mismo tipo de suelo?

no      sí

21.¿Trabaja sobre suelos duros (cemento, cemento recubierto con parquet o linóleo, baldosas, mármol)?

no      sí

## ANEXOS

22. En la(s) sala(s) donde usted trabaja:

hace frío                      hay buena temperatura

hace calor

23. ¿Hace musculación (pesas)?

no

si      ....horas/semana

24. Otras actividades físicas que realiza son:

Tipo y horas/semana de cada una.....

.....

.....

25. ¿Durante los últimos 12 meses, ha tenido en algún momento molestias, dolor o inflamación en (señale dónde):

cuello                      caderas

hombros                      muslos

codos                      rodillas

muñeca/mano                      pantorrilla

región dorsal                      tobillo/pie

región lumbar

26. Para ser contestada por los que tuvieron problemas, ¿En algún momento durante los 12 meses anteriores le impidieron hacer su trabajo diario? (si contesta afirmativamente, indique el número)

no

....día(s)

....semana(s)

....mes(es)

27. ¿Ha tenido problemas musculoesqueléticos durante los últimos 7 días?

no

si

28. ¿Qué problemas musculoesqueléticos o lesiones ha tenido a lo largo de su carrera (estudiante+profesional)?

.....

.....

.....

.....

29. ¿Tiene problemas musculoesqueléticos de repetición?

no

si      por favor, indique cuáles .....

.....

.....

.....

## ANEXOS

30. ¿Ha tenido a lo largo de su carrera problemas en piel o uñas de los pies?

no

si por favor, indique cuáles .....

.....

31. ¿Ha tenido problemas genitourinarios durante los últimos 12 meses?

no

molestias al orinar

infección de orina

otros (indique cuáles).....

.....

32. ¿Ha tenido problemas genitourinarios durante los últimos 7 días?

...no ...si

33. ¿Qué problemas genitourinarios ha tenido a lo largo de su carrera estudiante+profesional)?

.....

.....

34. ¿Ha sufrido pérdidas de orina anticipadas mientras practica danza?

no

si

35. ¿Con qué frecuencia?

diariamente Indique el número aproximado de episodios diarios.....

semanalmente Indique el número aproximado de episodios semanales.....

mensualmente Indique el número aproximado de episodios mensuales.....

esporádicamente Indique número aproximado de episodios.....

36. ¿En qué tipo de danza?

Ballet clásico Bolera

Flamenco Folklore

Clásico Español Indistintamente

Otras Indique qué tipo de danza.....

37. Suele ocurrir:

En la clase En los ensayos

En los exámenes En audiciones

En las representaciones Indistintamente



## ANEXOS

38. En relación a:

El impulso para los saltos	La recepción de los saltos
Los grandes saltos	Las baterías de pequeños saltos
Tiempos batidos de los saltos	echappés saltados
Impulso para las piruetas y vueltas	Durante las piruetas y vueltas
Durante los equilibrios	Durante el “braceo”
Durante el zapateado “de filigrana”	Durante el zapateado fuerte

39. ¿Ha sufrido pérdidas de orina anticipadas realizando otras actividades distintas de la danza?

Levantarse de tumbado a sentado	Yendo hacia el servicio
Levantarse de una silla	Durante la actividad sexual
Durmiendo	Al oír el agua correr
Al levantar un gran peso	Reír
Toser	Estornudar
Saltar	Correr
Haciendo deporte	Indique qué deporte o deportes.....

40. Indique con que frecuencia:

Siempre	A veces	Sólo una vez
Frecuentemente	Rara vez	

41. Edad de comienzo de estos episodios.....

42. Le han obligado estos episodios a cambiar o a adoptar nuevos hábitos:

Usar protección diariamente para todas las actividades (danza y vida normal)

Usar protección diariamente sólo para la danza

Usar protección diariamente sólo para la vida normal

Usar protección sólo cuando usted prevé que pueden ocurrir

Dejar de hacer alguna actividad ¿Cual?.....

Cambiar la manera de hacerla ¿Cómo?.....

Otros nuevos hábitos ¿Cuáles?.....

43. ¿Alguna vez ha comentado o consultado estas pérdidas con alguien?

con un familiar	con un amigo/a
con un compañero/a de danza	con un maestro/a de danza
con un médico	

44. ¿Resultan un problema para usted?

no      sí

## ANEXOS

45. ¿Ha sufrido varices o flebitis?

no                      si

46. ¿Padece estreñimiento, colon irritable, flatulencia, reflujo gastroesofágico o algún otro trastorno de estómago o intestinos?

no

si    por favor, indique cual.....

47. ¿Tiene o ha padecido problemas de visión, vértigos o mareos, traumatismo craneoencefálico, esguince cervical?

no

si    por favor, indique cual.....

48. ¿Le han operado de algo?

no

si    (por favor indique de qué y si tuvo relación con la danza) .....  
.....

49. ¿Sufre o ha sufrido alguna enfermedad?

no

si    (por favor indique cuál).....

50. ¿Está tomando medicación?

no

si    ¿Cuál?.....

51. ¿Fuma?

no

si    ,       .....paquetes/semana

52. ¿bebe alcohol?

no

si    ¿Qué tipo de bebidas y número a la semana?.....  
.....

53. ¿Tiene problemas para mantener su peso?

no                      si

## ANEXOS

54.¿Ha seguido algún régimen?

no                      sí

En caso afirmativo especifique el tipo de régimen .....  
.....

55.¿Come de todo?

sí

no    ¿Qué alimentos no come?.....  
.....  
.....

¿Por qué?.....  
.....

56.¿Ha tomado en los últimos 12 meses suplementos dietéticos?

no

sí    , ¿Cuáles?.....

57.¿Tiene algún tipo de alergia?

no

sí    , ¿A qué?.....

CONTESTAR SÓLO LAS MUJERES:

58.Edad de la primera menstruación.....

59.¿Cada cuantos días tiene la menstruación y cuantos días dura? .....

60.¿Ha padecido?

ausencia de menstruación    , durante.....meses

dolores menstruales    : frecuentemente    alguna vez

otros trastornos menstruales    (indicar cuáles) .....

61.Si padece dolores menstruales, ¿toma habitualmente medicamentos para las molestias?

no

sí    , por favor, indique cuales.....

62.¿Ha tenido hijos?.....

63.¿Ha tenido abortos?.....

ANEXOS  
ANEXO 2

**FECHA:**

**nºHª:**

**NOMBRE Y APELLIDOS:**

Consumo previo a la prueba de alcohol, antihistamínicos o ansiolíticos.....

**EXPLORACIÓN**

**DOMINANCIA:**

¿con qué pie golpea un balón?	D	I
¿con qué mano coge la cuchara?	D	I
dar una patada al aire	D	I
lanzar un objeto con la mano	D	I
recoger un objeto con la mano	D	I
escritura o dibujo	D	I
mirar por un catalejo	D	I

\*CONCLUSIÓN.....

**CINEANTROPOMETRÍA:**

talla total.....cm      peso.....kg.

	DERECHA	O	IZQUIERDA
talla desde EIAI	.....cm		.....cm
perímetro del muslo	.....cm		.....cm
perímetro de pierna	.....cm		.....cm

**DERECHA**

perímetro brazo relajado .....cm

perímetro brazo contraído .....cm

diámetro biepicondíleo .....cm

diámetro biestiloideo .....cm

diámetro bicondíleo .....cm

pliegue tríceps .....mm

pliegue bíceps (brazo contraído) .....mm

pliegue subescapular .....mm

pliegue abdominal .....mm

pliegue suprailíaco .....mm

pliegue muslo-anterior .....mm

pliegue pierna en carga .....mm

altura arco plantar interno antes de clase:	D	I
normal	.....	.....
demiplied	.....	.....

altura arco plantar interno después de clase:		
normal	.....	.....
demiplied	.....	.....

tipo de clases, tiempo de zapato:.....

**ESTUDIO GONIOMÉTRICO:**

ángulo trocánter (horizontal)-EIAS en bipedestación descalzo:.....

ángulo trocánter (horizontal)-EIAS en bipedestación con zapato:.....

ángulo trocánter (horizontal)-EIAS en semiflexión típica de inicio, con zapatos:.....

ángulo muslo-pierna en semiflexión típica de inicio, con zapatos:.....

**EXPLORACIÓN DE LA COLUMNA:**

**PLANO FRONTAL:**

desviación de barbilla	D	I	N
hombro más elevado	D	I	N
EIAS más elevada	D	I	N
EIPS más elevada	D	I	N
pliegue glúteo mayor	D	I	N
prominencia de omoplato	D	I	N
rotación cintura escapular-pélvica	horaria	antihoraria	N

palpación de columna:

puntos dolorosos.....

desviación.....

flexión ventral.....

**PLANO SAGITAL:**

hiperlordosis cervical      hipercifosis dorsal      hiperlordosis lumbar

dorso plano      inversión de curvaturas

\*CONCLUSIÓN.....

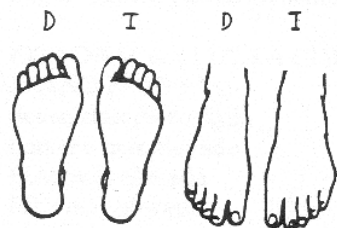
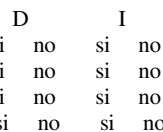
### EXPLORACIÓN DE LA RODILLA:

	DERECHA	IZQUIERDA
desplazamiento rotuliano lateral	.....	.....
desplazamiento rotuliano vertical	.....	.....
puntos dolorosos	.....	.....

.....  
IZQUIERDO

desgaste de la suela: homogéneo	.....	.....
borde externo	.....	.....
cabeza de 1º MTT	.....	.....
MTT centrales	.....	.....
suela: plana	.....	.....
convexa	.....	.....
desgaste del tacón: homogéneo	.....	.....
externo	.....	.....
interno	.....	.....
desviación del tacón: valgo	.....	.....
varo	.....	.....
neutro	.....	.....
deformidad de la pala: 1º dedo	.....	.....
5º dedo	.....	.....

## 9-OTRAS DEFORMIDADES



1ª MTF: °dorsiflexión  
dolor interlinea  
osteofitosis dorsal

[illegible]